

[Title of the Invention] IMAGE NEUROGRAPHY AND DIFFUSION
ANISOTROPY IMAGING

[Abstract]

A neurography system (10) which generates diagnostically useful images of neural tissue (i.e. neurograms) by employing a modified magnetic resonance imaging system (14) is disclosed. In one embodiment, the above described neurography system selectively images neural tissue by employing one or more gradients to discriminate diffusion anisotropy in the above described tissue and further enhances the above described image by removing the influence of fat to the above described image. The above described neurography system is a part of a broader medical system (12), which includes an auxiliary data collection system (22), a diagnostic system (24), a therapeutic system (26), a surgical system (28), and a training system (30). These various systems are all constructed to take advantage of the information regarding neural networks provided by the above described neurography system. Such information was heretofore unavailable.

卷之三

名、前記細胞は、歯髄に近寄する脂肪とその他の非神経組織を含み、前記場所と歯髄出力部材とは協同して、前記出力に対する脂肪のいかなる影響の著写をも削除するように設置されており、前記場所は更に、前記領域を第1及びC2側の伝導量を付与された勾配に露出させるように調整されており、前記IR力部材は、前記第1の勾配に拘束する第1出力と前記第2の勾配に拘束する第2出力を生成させ、前記画像処理部材は、前記第2出力から前記第1出力を減算して、前記神経の顯著性が、少なくともいくつかの階段及びその他

の非神経組織よりも、少なくとも 30 倍高い画像を生成する諸項 1 に記載の装置。

9. 非神経細胞を含む対象領域における神經組織の画像を発生せしめる神經記録法システムであって、

新編和漢書卷之三十一

229

THE JOURNAL OF CLIMATE

であつて、前記端部の端と端部の端が協同して、前記端部において其鳴聲答を発表するようにし、前記端部及び当方構成部のコイルが、前記シーケンス制御部によつて決められた時刻に前記端部の其鳴聲答を示す初期出力を生成せしめるよ

前記初期出力を整理し、前記演算に於ける神経組織を表わす而後出力生成せめるプロセスと、

10. 前記出力装置は、前記領域内の非神経組織も表示可能

であり、前記神経組織の画像の難著性は、少なくともいくつかの非神経組織の

卷之三

1. 前記協同導源、前記易経及び出力後成器、及び前記データ解説は協同して、前記初期出力によって前記プロセスが明確に操作組織と非操作組織

上を区別できるように、設計されている請求項に記載のシステム。

卷之三

いて少なくとも 1 つの擬敵重み付けされた幻覚を発生させる諸実験⁹に記載のシステム。

13. 前記協商場添と前記シーケンス制御部とは隔離して、前記協商の場における第1及び第2の被覆重み付与された勾配を発生させ、前記第1の勾配は前記

神経組織に対して実質的に平行に発生させ、前記第2の分類は前記神経組織に対して実質的に発生させるものであり、前記モーケンヌ制御部は前記第1の

勾配に関連する第1の出力と前記第2の勾配に関連する第2の出力をとを生成せしめるように調整されており、前記アはセッサは前記第2の出力から前記第1の出

力を計算して、前記移出力を生成しめる請求項1に記載のシステム。
14. 前記価値算出部と前記シーケンス制御部とは、協同し

て、前記輪回の場において所定範囲の相敵重み付けされた勾配を発生させ、前記シーケンス制御部は前記各目標に発達する別個の初期出力を生成させ、前記プロセッサは前記別個の初期出力をベクトル処理して前記進後出力を生成せしめように調整されている請求項 1-2 に記載のシステム。

1-5. 前記非循環筋繊維は脂肪を含み、前記シーケンス制御部は、前記脂肪の蓄積出力に対する其端応答の値等を削除するよう、前記駆起場が前記脂肪を駆起させる請求項 9 に記載のシステム。

16. 前記ミーティングの討論は、化学的ソフト選択ミーティングを用いる簡潔効率及び出力機能部を網羅する請求項15に記載のシステム。

17. 前記神経組織はスピノ-スピノ強緩係數を有し、前記シーケンス制御器本、前記初期出力に、其他の長いスピノ-スピノ強緩係數を有する神經組織の其他の

心を遷移的に含ませるようにした請求項9に記載のシステム。

間によって分離されており、前記シーケンス制御部は、前記エラー時間がもう一度より長いことを保証するように構成されている請求項17に記載のシステム。

19. 前記領域の前記動起の場への露出は、繰り返し時間の後に繰り返され、前記シーケンス制御部は並列繰り返し時間が1秒より長いことを保証するよう構成されている請求項17に記載のシステム。

20. 前記領域と前記シーケンス制御部とは協同して、前記脂肪の場において少なくとも1つの振動重み付け用バ尔斯状分配を発生し、前記非神経組織は脂肪を含み、前記シーケンス制御部は、前記脂肪の画像出力に対する其鳴應答の寄与を削除するように、前記脂肪各部位起させるように構成され、前記神経組織の画像の顕著性が、前記脂肪の其鳴應答の寄与が削除されなかつた場合よりも高い請求項1に記載のシステム。

21. 前記シーケンス制御部は、前記神経組織の表示を強調するように構成されている請求項1に記載のシステム。

22. 前記シーケンス制御部は、前記領域の其鳴應答において並行軸移位機能する動起の場に、前記領域を露出させ、神経組織を少なくともいくつかの非神経組織からより簡単に区別するようにした請求項2-1に記載のシステム。

23. 前記動起及び出力構成部は、整相アレイ、コイル、システムを備えている請求項9に記載のシステム。

24. 前記動起及び出力構成部は、前記動起の場を生成す

るために用いられる動起コイルと、前記初期出力を生成するために用いられる出力コイルとを備えている請求項9に記載のシステム。

25. 前記非神経組織は、血管及び腱膜を含み、前記プロセッサは、前記血管及び腱膜の前記画像出力に対する影響を削除するように調整可能な請求項9に記載のシステム。

26. 前記シーケンス制御部は、前記動起及び出力構成部が、神経組織及び血管の其鳴應答がそれぞれ強調される、神経初期出力と血管初期出力を交互に生

成するように用いられるようにし、前記プロセッサは、前記血管初期出力と前記神経初期出力を処理して、並列画像が削除された前記画像出力を生成するよう構成されている請求項2-2に記載のシステム。

27. 更に、血管出力を生成する血管撮像システムを備え、前記プロセッサは、前記血管出力と前記初期出力を処理し、並列の画像が削除された前記画像出力を生成するように構成されている請求項2-3に記載のシステム。

28. 更に、前記当て木は、前記当て木の位置を前記表示画像に関連付けるための少なくとも1つのマークを含む請求項2-8

に記載のシステム。

30. 前記当て木は、表示画面に現われ得るエラーメッセージを減少させるように構成されている請求項2-8に記載のシステム。

31. 前記シーケンス制御部は、前記初期出力に対する動きの影響を減少させるために構成されている請求項9に記載のシステム。

32. 前記プロセッサは、更に、前記画像出力を処理して、前記画像出力に表わされている神経組織における東の存在を検出する請求項9に記載のシステム。

33. 前記プロセッサは、更に、東の存在が検出されなければ、前記画像出力を削除する請求項3-2に記載のシステム。

34. 前記表示は神経組織の三次元表示である請求項9に記載のシステム。

35. 神経色彩剤を用いることなく、神経組織または非神経組織を含む対象領域を選択的に撮像する方法であって、前記領域を場に露出させるシステム。

前記領域の場に対する其鳴應答を示す出力を生成させるシステム、及び前記出力から、神経組織が識別可能な前記領域の画像を生成させるシステム、

から成る方法。

36. 前記画像是診断に有用である請求項3-3に記載の方法。

3-7. 前記領域は非神経組織を含み、前記領域の画像は、非神経組織よりも少なくとも1.0倍強く神経組織を強調する請求項3-5に記載の方法。

3-8. 前記図B及び出力生成ステップは協調して、神経の位置異方性を利用し、神経組織の共鳴応答の強調に関連する第1の出力と、神経組織の共鳴応答の削除に関連する第2の出力を生成させる請求項3-5に記載の方法。

3-9. 前記領域は非神経組織も含み、前記画像生成ステップは、前記第1及び第2の出力を処理して、非神経組織が実質的に削除された画像を生成させる請求項3-8に記載の方法。

4-0. 前記領域は脂肪も含み、前記露出及び出力生成ステップは協調して、いがなる脂肪の出力への寄与をも削除するように設計されている請求項3-5に記載の方法。

4-1. 前記露出及び出力生成ステップは、更に協調して、神経組織の散逸異方性を利用して設計されており、前記の生成した領域の画像は、神経組織を少なくとも1.2倍脂肪よりも目立つように描写する請求項4-0に記載の方法。

4-2. 非神経組織を含む非象限領域内の神経組織の画像を発生させる方法であって、

- 前記領域各個所の場に露出させるステップ、
- 前記領域を動起の場に露出させるステップ、
- 前記領域及び動起の場に対する前記領域の共鳴応答を示す出力を生成するステップ、
- ステップ(a)、(b)及び(c)の動作を削除して、生成する出力の

神経選択性を強調するステップ、及び

- 前記出力を処理し、神経組織の画像を表示するステップ、
- から成る方法。

- 前記領域は非神経組織も含み、前記神経組織の画像の削除は、非神経組織のそれよりも少なくとも1.1倍高い請求項4-2に記載の方法。
- ステップ(d)は、適当な神経選択性を与え、コンピュータが神経組織を識別できるようにする請求項4-2に記載の方法。

4-5. 前記領域を動起の場に露出させるステップは、前記領域を、少なくとも1つの拡散重み付けされた勾配を含む動起の場に露出させるステップを含む請求項4-2に記載の方法。

4-6. 前記少なくとも1つの拡散重み付けされた勾配は、前記神経組織に対して実質的に平行な第1の勾配と、前記神

経組織に対して実質的に垂直な第2の勾配とを含み、前記出力を生成せしめるステップは、前記第1の勾配が用いられた時の第1の出力と、前記第2の勾配が用いられた時の第2の出力を生成せしめるステップを含み、前記出力を処理するステップは、前記第1出力から前記第1出力を減算するステップを含む請求項4-5に記載の方法。

4-7. 前記計算ステップは、更に、前記第1の出力と前記第2の出力との間の登録を削除するステップを含む請求項4-6に記載の方法。

4-8. 更に、登録のしきい値レベルが前記第1及び第2出力の間になければ、前記計算ステップを禁止するステップを含む請求項4-7に記載の方法。

4-9. 前記少なくとも1つの拡散重み付けされた勾配は、所定範囲の勾配を含み、前記出力を生成せしめるステップは、各勾配に接連する別個の出力を生成せしめるステップを含み、更に、前記出力を処理するステップは、前記測定の出力をペクトル処理して、画像を表示するステップを含む請求項4-5に記載の方法。

5-0. 前記非神経組織は脂肪を含み、前記領域を動起の場に露出させるステップ及び出力を生成せしめるステップは、前記脂肪の出力に対する寄与を削除するよう、前記領域内

の実脂肪を削除することを含む請求項4-3に記載の方法。

5-1. 前記ステップ(d)を用いて、神経組織の比較的長いスピノースピノ弛緩係数を利用する請求項4-2に記載の方法。

5-2. 前記領域を動起の場に露出させるステップ及び出力を生成せしめるステップは、60ミリ秒より長いエコー時間だけ分離され、表示画像における神経組織の外観を強調する請求項5-1に記載の方法。

5-3. 前記非神経組織は筋肉を含み、これはステップ(d)によって削除され
る請求項5-1に記載の方法。

5-4. ステップ(d)は、前記領域を削除の場に露出させるステップに、前記
領域の共鳴応答において磁化転移を誘発させることによって、更に簡単に神経組
織を少なくともいくつかの非神経組織から区別できるようにする請求項4-2に記
載の方法。

5-5. 前記領域は血管を含み、ステップ(d)は表示画像において血管の表示
を削除するように設計されている請求項4-2に記載の方法。

5-6. ステップ(a)、(b)及び(c)を繰り返して、神経の寄与が強調さ
れる第1の出力と、血管の寄与が強調される第2の出力を生成させ、前記出力
を処理するステップ

は、前記第1及び第2の出力を処理して、血管が削除された画像を表示させるス
テップを含む請求項5-5に記載の方法。

5-7. ステップ(d)は、前記表示画像上の、前記領域の動きの影響を削除す
るよう設計されている請求項4-2に記載の方法。

5-8. 更に、前記領域を当て木に固定し、表示画像内の運動アーチファクトを
減少させる請求項4-2に記載の方法。

5-9. 前記処理ステップは、更に、前記神経組織の束を表わす情報に対しても、
前記出力を分析するステップを含む請求項4-2に記載の方法。

6-0. 前記処理ステップは、更に、束を表わす情報を含む出力に複数の画像
だけを表示することを含む請求項4-2に記載の方法。

6-1. 前記生成された画像は、前記領域の断面に関連する三次元表示である請
求項4-2に記載の方法。

6-2. 前記生成された表示は、前記領域の空間に関連する三多元素表示である請
求項4-2に記載の方法。

6-3. 前記神経組織は、複数の末梢神経を含み、更に、前記末梢神経の1つに
造影剤を投与し、発生される画像から選択的に神経を除去するステップを含む請
求項4-2に記載の方法。

6-4. 前記ステップ(a)乃至(c)は、出力が生成される前に、読み取り
勾配、直角相(リラクゼーション)パルスの使用を含む請求項4-2に記載の方法。

6-5. 前記ステップ(a)乃至(c)は、更に、2部分位相エンコーディング
勾配の使用を含む請求項6-4に記載の方法。

6-6. 神経組織を含む対象領域についての情報を抽出する方法であって、
(a) 前記領域を偏角の場に露出させるステップ、
(b) 前記領域を動角の場に露出させるステップ、
(c) 前記領域の前記偏角及び動角の場に付する共鳴応答を表わす出力を生成
せしめるステップ、

(d) ステップ(a)、(b)及び(c)を、前記偏角の場内の2つ以上の勾
配に対して繰り返すステップ、
(e) 各繰り返しに対する出力を処理し、閾値する特定の勾配に対して示され
た神経の異方性の表現を削除するステップ、
から成る方法。

6-7. 前記神経の異方性の表現、それに関連する勾配の方向、及び前記出力を
処理して、前記領域内の神経組織を強調した表示を生成しめる請求項6-6に記
載の方法。

6-8. 磁気共鳴画像システムを用いて、診断に有用な神経組織の画像を生成せ
しめる方法であって、

前記システムの動作を調整し、少なくとも1つの散乱勾配を用い、更に、前記
勾配を用いて収集された情報を基に、前記神経組織の本散乱異方性を判別するス
テップ、
前記システムの動作を調整し、脂肪削除シーケンスを用いて、前記磁気画像シ
ステムの動作に対する脂肪の影響を除去するステップ、
から成る方法。

6-9. 脂肪データ収集システムに割当的に結合可能な、請求項1に記載の装置
を含む医療システム。

7-0. 前記脂肪データ収集システムは、前記領域内の非神経構造に関する情報

【発明の詳細な説明】

発明の名称

画像検索記録法及び撮影異方性画像処理

本出願は、1992年3月9日出願の英国特許出願第9205058、2号の一部改続である。1992年3月13日出願の英國特許出願第9205541、7号の一部改続である。1992年3月30日出願の英國特許出願第9207013、5号の一部改続である。1992年5月5日に出願された英國特許出願第9209648、6号の一部改続である。1992年5月21日出願の英國特許第9210810、9号の一部改続である。1992年7月31日出願の英國特許出願第9216383、1号の一部改続である。1993年1月22日出願の先に出願された英國特許出願第9301268、0号に基づくものであり、35U.S.C.119(c)に従って、これら出願日の思慮をここに主張する。

発明の分野

本発明は一般的に画像処理の分野に属し、さらに特定すれば神経組織及びその他の組織異方性構造 (diffusion-anisotropic structures) の画像処理に関するものである。

発明の背景

これまで、脳、脊髄、及び脊椎管内の脊髄根の位置を突き止め、目標する多くの技術が開発されているが、末梢、自律

脳神経を目視するための方法で成功したものはなかった。これらの神経を線状的に見ることは末梢神経と呼ぶことに対するが、これらは一般的に、骨、筋肉、リンパ管、腱、韧帯、脂肪細胞、脂肪組織の集合体、空気、液体空間、静脈、動脈、闊筋、皮膚、粘膜、及びその他の組織を移動する。末梢神経は比較的サイズが小さく、しかもそれらが密接する他の組織も同様なサイズ及び形状であるため、これらの位置を判定し識別することは困難である。

末梢神経の試験は、上脳集綱、腰部集綱、及び仙骨集綱のよう多くの神経構造の複雑性によって、更に複雑となっている。これらの構造は神経束を含み、互いに連結したり、分離したり、再連結したり、混合したり、分離して、入り組んだ三次元パターンを形成するのである。このような集綱（例えは腰における）内

の神経の小領域の圧迫または刺激が、ある繋れた場所（例えは1号の指）における痛み、痺れ、弱化、または麻痺の原因となり得る。外科医が直後後瘻のために集綱を露出させようとすると時でさえも、解剖上の複雑性に圧倒され、診断に時間がかかり、手術が困難かつ危険となる可能性がある。

脛、大脛、リンパ系、骨髄管、及び中枢神経系統の組織を含む種々の生理学的機能の、特徴した組織の画像を発生する

ために、例えばX線を用いた放射線方法が開発されている。しかししながら、上述の神経の特性のためもあるべく、これらの技術を末梢神経の診断に適した画像を発生するために用いて成功したことはない。

典型的に、放射線画像における末梢神経の位置は、膝、血管または骨のようなより顕著な非神経構造を参照することによって推察されている。例えば、対象となる神経が通過している体の一部のX線画像を生成することによって、非神経構造を容易に識別できることの場合が多い。次に、この領域内の末梢神経の位置は、人体解剖学的構造についての標準的な参考情報から推察することができる。しかししながら、機体によって神経の位置がそれそれ異なる可能性があるので、この技術の価値は限られたものではない。

生理学的構造を撮像するために用いられた手法の内、特に興味深いのは磁気共鳴画像 (MRI) である。これを想定すると、MRIは、種々の異なる磁気及び放射線周波数 (ν_1) の電磁場に組織を晒す必要がある。次に、検体の電子核 (atomic nuclei) の端に対する応答を測定し、この検体の画像を生成する。

より具体的には、まず検体を偏角磁場に露出させる。この場が存在するため、磁気ゼーメントを示す核 (以後スピントと

呼ぶ) が、場に対して互いに整合しようとする。核は、ある角度周波数 (以後ラーマー (Larmor) 周波数と呼ぶ) をもって、偏角の場を逃れる。この強度は、磁場強度と対象となる具体的な核の種の磁気回転係数との双方によつて決まる。

スピントの磁気成分は、偏角の場に垂直な面では互いに打ち消しあうが、スピントは偏角の場の方向に正味磁気モーメント (net magnetic moment) を呈する。偏

向の場に垂直でラーマ周波数に近い周波数の駆起の場を適用することによって、正味磁気モーメントを傾けることができる。傾けられた磁気モーメントは、偏角の場に垂直な面において、ラーマ周波数で回転する横断方向成分を含む。磁気モーメントを傾ける程度、従って正味横断方向磁気モーメントの強度は、駆起の場の強度及び持続時間によって異なる。

一旦駆起の場が除去されると、外部環流コイルを用いて横断方向磁場モーメントに関連する場を感知する。従って、この環流コイルは正味波出力を生成し、その周波数はラーマ周波数であり、その振幅は横断方向磁気モーメントのそれに比例する。駆起の場を除去すると、正味磁気モーメントは偏角の場によって徐々に元の位置に戻る。結果として、環流コイル出力の振幅は時間と共に指数的に低下する。この低下率に影響を及ぼす2つの要因が、スピニン格子強度

係数 (relaxation coefficient) T_1 及びスピニン-スピニン弛緩係数 T_2 として知られている。スピニン-スピニン強緩係数 T_1 は、スピニン間の相互作用が低下に及ぼす影響を表わし、一方スピニン格子強緩係数 T_2 は、スピニンと固定成分との間の相互作用が低下に及ぼす影響を表わす。このように、環流コイル出力が低下する比率は、液体の組成に左右されると共にこれを示すことがある。

狭い周波数帯域を有する駆起の場を用いることによって、核液体内の比較的狭い帯域のみが駆起される。結果として、偏角方向成分、従って環流コイル出力は、核の種の帶域を示す比較的狭い周波数帯域を表わす。一方、駆起の場が広い周波数帯域を有する場合、環流コイルの出力は、周波数のはらつきの大きい横断方向の磁気成分に駆起した成分を含むことがある。前記出力をフーリエ解析するこれによつて、異なる化学的または生物学的環境を示す可能性がある異なる周波数を区別することができる。

上述の構成においては、特症のコイルの環流コイル出力に対する応答は、液体内部のそれらの位置には依存しない。結果として、出力の周波数及び低下を用いて液体の成分を識別することができるが、この出力は液体内の成分の位置を示すものではない。

このような液体の差異画像を生成するために、偏角の場に勾配が指定される。偏角の場の方向は同一のままであるが、その強度は液体に対して偏角される。偏角の場に沿つて変化する。x軸に沿つて線形に偏角の場の強度を変化させることによって、特定の液体の種のラーマ周波数もx軸に沿つた位置の強度として、線形に変化する。同様に、y軸及びz軸に沿つて指定された磁場の勾配によって、特定の種のラーマ周波数もこれらの軸に沿つた位置の強度として線形に変化する。

先に注記したように、環流コイルの出力のフーリエ解析を行なうことによって、この出力の周波数成分を分離することができる。狭い带域の駆起の場を適用して選択された核の種が駆起させる場合、x又はy座標系に対するスピニンの位置は、コイルの出力周波数のその種のラーマ周波数との間の差を評価することによって判定することができる。従って、ある所の時間における周波数を分析して磁場勾配に対するスピニンの位置を判定すると共に、周波数の低下を分析して、特定点における液体の組成を判定するMR Iシステムを構成することができる。

MR Iシステムの適正な動作のために必要な場の発生及び感知は、例えば1つ以上の主偏角場コイル、偏角勾配場コイル、 ± 1 偏角場コイル、及び環流場コイルの位置を駆起すると共に、周波数の低下を分析して、特定点における液体の組成を判定するMR Iシステムを構成することができる。

MR Iシステムの1つの応用は、血管記録法又は血管画像の生成においてなされている。例えば、米国特許第4,516,582号（レディングトニ）、米国特許第4,528,985号（マコアスキ）、米国特許第4,647,857号（テーバー）、米国特許第4,714,081号（ダマリン）、米国特許第4,777,957号（ウェーラ）及び日本特許第4,836,209号（ニシムラ）に記載されているように、種々の異なるシーケンスが開発されており、MR Iシステムの動作について具体的な操作が行なわれている。

従来のMR Iシステムの1つの応用は、血管記録法又は血管画像の生成においてなされている。例えば、米国特許第4,516,582号（レディングトニ）、米国特許第4,528,985号（マコアスキ）、米国特許第4,647,857号（テーバー）、米国特許第4,714,081号（ダマリン）、米国特許第4,777,957号（ウェーラ）及び日本特許第4,836,209号（ニシムラ）に記載されているように、種々の異なるシーケンス及び処理技術が、MR I血管記録法に用いるために開発され

ている。

血管は、それを通過する血液の脈動流によって、周囲の組織からは容易に区別されることは認められよう。MRI血管記録法は、この顕著な特性を利用して、種々の方法で血管の画像を発生させるものである。例えば、収縮期及び拡張期に動脈の端をノルヌ状に入力すると、血流の環流場に対する寄与は異なり、一方静止組織及び骨の環流場に対する寄与は同一となる。一方を他方から減算することによって、静止成分は打ち消され、血管からの寄与のみが残る。

しかししながら、末梢神経は血管のような流れによる識別ができないので、MRI血管記録システム及びパルス・シーケンスは、適正な末梢神経の画像を発生するためには用いることはできない。更に、組織及び骨の一般的な画像処理に用いられる従来のMRIシステム及びパルス・シーケンスは、受け入れ可能な結果を得られない。環流血管の信号ノイズ (S/N) 比が低く(例えば、1倍から4.5倍程度)、しかも神経のサイズが小さい場合、撮像された神経の他の組織に対する顕著性が全体的にあまりに浅しく、診断には無益となる。

神経組織の撮像においてMRIシステムの利用性向上に用いるために提案される方法の1つに、薬品を用いて生成される画像における神経組織の周囲組織に対するコントラストを強めるようにしたものがある。1992年3月15日に発行されたPCT特許出願第PCT/EP 91/01780号(フィラーチ、WO 92/09916)に記載されているように、小麦胚乳液または磁化デキストリン(dextrin-magnetic)のようなど部分造影剤を注入し、その後対象の神経によって取り込まれ、搬送される。従って、従来のMRIシステムと比較して、より高い信号強度を得られる。しかし、この方法では、注入した薬品の量を多くする。この薬剤の最初の部分は神経の取り込みを促進し、薬剤の2番目の部分は脳室の「撮影可能」特性を有する。

この薬剤を筋肉に注入し、その筋肉を通る神経内の細胞原形質(exoplasmic fluid)を受けさせ、機体の後に分離された画像に神経を結び付ける。MRIが用いられるとき、機体的にアラテップ(例えばアエライド)成分を有するように、前記薬剤の2番目の部分が選択される。しかしながら、高い信号強度を有する薬剤の場合は、これを通過する血液の脈動流によって、周囲の組織からは容易に区別されることは認められよう。MRI血管記録法は、この顕著な特性を利用して、種々の方法で血管の画像を発生させるものである。例えば、収縮期及び拡張期に動脈の端をノルヌ状に入力すると、血流の環流場に対する寄与は異なり、一方静止組織及び骨の環流場に対する寄与は同一となる。一方を他方から減算することによって、静止成分は打ち消され、血管からの寄与のみが残る。

神経組織における造影剤の効果を示すために、第1回乃至第5回を参照する。この点について、第1回は、兔の上部頸椎PAの横断面の図である。前腕は三頭筋TM、尺骨神経(unnar nerve) Uln、上腕骨筋B V、正中神経M、放射神経R M、上腕骨H、脛神経C V、及び二頭筋B Mを含む。

第2 A回及び第2 B回は、アメライド造影剤を用い、従来のMRIシステムによって6時間間隔で生成された、このような部分のスピノ-エコ- MRI画像を示す。より大きな構造

要素のいくつかは容易に識別されるが、目的物のあるものの位置は並んで現れている。より具体的には、副帯しや二頭筋または三頭筋間の脂肪Fがそうであるように、上腕骨筋は上腕骨Hに対しても現れる。加えて、更に小さい神経構造は区別が困難である。

しかししながら、作り出された画像中で神経の確認を試みる為に幾つかの方法を適用できる。例えば、第3圖中に示されるように、若し、STIR MR Imaging of the Orbit, 15IA.M. J. R. ROENTGEN, 1025-1030(1985)のアトマス等の記載によるタイプの複数回転成像(STIR)シーケンスを使用する上、より重要な正中神経M Nに隣接する明らかに神経構造でない顕著なものが消えるように、上腕骨の骨頭が画像から消える。従って、第4回に示された正中神経M Nと尺骨神経とを含む領域の拡大画像に示されるように、正中神経M Nが見えるようになる。

同時に、第2 A回及び第2 B回の造影剤画像を拡大して、それぞれ第5 A回及び第5 B回に示されるように、正中神経M Nを含む領域をよりよく示しても、高濃度した筋筋者には神経の区別が可能である。より具体的には、画像A及び4回の筋筋の間の6時間の間、アメライド造影剤を移送すると、正中神経M Nに接する非神経構造に対するMRIの

障害が失われる事になる。このように、この観察及びS T I Rを基礎にした評価から、正の神経回路を識別する事ができる。

造影剤の使用は、有効であるが、それには限度がある。例えば、医学では可能な限り投与技術(contrast technologies)の使用を続ける傾向が増加している。

更に、一般的に、造影剤は1つの神経または神経群のみを撮像するために用いることができるものである。おそらく最も重要なのは、使用される造影剤は、典型的に、撮像される神経の輝度を減少させることである。神経は現在のM R I撮像においてできえ目視することが難しいので、先の第2圖乃至第5圖の説明によつて示されるように、画像に対する造影剤の影響は解釈が困難な事もある。

他の用途では、造影剤を使わずにM R Iを用いて脳の非表面白質神経束(periipheral white matter nerve tracts)のマッピングを行なつてゐる。白質束は、脳の灰質組織を貫通して走り、比較的高い異方性散乱を示す。より具体的には、それらの物理的性質が尋ねられた場合(即ち、ミエリック網に包まれた神経束)、白質束に沿つた水の移動性は比較的高いが、この中に垂直な水の移動性は低い。筋肉の灰質は、しかしながら、このような異方性は示さない。

この神経組織の特性を利用したM R Iを基本とした白質神経束のマッピング技術は、ドウエックらの、Myelin Fiber Orientation Color Mapping, BOOK OF ABSTRACTS, SOCIETY OF MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, p. 919 (1991)に記載されている。基本的に、上述の方法を用いて、このマッピングは、撮像対象の白質束に垂直及び平行に配向された…束の場所をヘルス(以後軸索勾配と呼ぶ)の使用を伴なう。パルス技術の効果は、総てのスピンからの受信信号の移動を変化させることである。静止状スピニンについては、2つの軸索勾配の効果が打ち消される。これに対しても、2つの軸索勾配の時間に依りて、ある差別化がなされ、別の位置に移動するスピニンは、スピノ軸化の周波数及び位相の変化を受け、受信信号の減少という重大な影響を被る。信号の減少は、2つのパルス技術軸索勾配で最大距離の軸索をしたスピニンにおいて最大となる。

先に述べたように、東の異方性特性が与えられると、水分は東に沿つて自由に擴散するが、重い水素を移動について制限される。従つて、擴散勾配が東と

結合されたら、擴散勾配が東と垂直に整合される時よりも信号の減少は大きくなる。この減少は周囲の灰質組織では示されないので、白質束を識別することができるものである。

モーティーらは、*Diffusion Weighted MRI, 19 MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE 32(1991)*で示されたように、異方性拡散は、末梢神経の認識された特徴でもある。しかしながら、ドウエックらの技術は、未だ認識されていない多くの理由により、末梢神経を筋肉や他の組織から区別できない。第1に、白質束の大きさ及び構造によつて、得られる信号が画像処理にとって十分強いことが保証されるが、末梢神経は、それよりかなり小さく、区別が更に困難である。第2に、白質束とは異なり、末梢神経は…的に筋肉及び脂肪に包まれており、これらは両方ともドウエックらのシステムに神経を撮像する能力を減らす。

モーティーらのAcute Effects of Exercise on Echo Planar T₁及Diffusion on Weighted MRI of Skeletal Muscle Volunteers, BOOK OF ABSTRACTS, SOCIETY OF MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE 108 (1994)によつて認められているよ

うに、人念に分析することにより、筋肉も、その組織構造によつて、擴散異方性を示す。結果として、ドウエックらの簡単な異方性分析では末梢神経や筋肉を識別することはできない。脂肪は等方性であるので神経を区別可能であるが、これも末梢神経の画像処理を複雑なものである。具体的には、脂肪の遠端の神経の边缘に対する相対信号強度は非常に高く、

生成された画像内でも神経が区別できなくなってしまう。

ここまででの意見から認められるように、造影剤に頼ることなく、單一の末梢神経または神経系統全体を高速に而も側も接写せずに撮像する方法を開拓することが望まれている。登場される画像は十分詳しく且つ高精度であり、個々の末梢神経の位置及び状態が詳細できなければならぬ。更に、画像の情報内容を窺め、神経障害や脳梗塞を診断し、医療や治療の管理を通じて制御するよう神経画像(ビデオグラム)を処理するシステムを提供することも望まれている。

発明の概要

本開示は、個々の患者の神経及び神経叢の三次元画像を発生することができる非常に注目すべき新しい方法に関する。

画像は磁気共鳴スキャナによって無侵入で頭も脳に導くことができる。本発明の最も実施例は、骨、脛筋、皮膚、筋肉、血管、及び椎間盤等を含む他の総ての構造を消去し、神経ツリーのみが残って見えるように、これらの画像を取り込む。所与の撮像によって單一の神経のみを撮像する場合に起る、神経識別及び他の造影技術によって单一の神経のみを撮像する場合に起る、神経識別の複雑さを低減することができる。

本発明は、空間座標での信号強度のデータ集合を収集する

方法の発見に基づいており、このデータ集合は、生きている哺乳類の二次元断面における、或いは三次元データ獲得空間における、神経の位置を記載するものである。磁気共鳴撮像装置を開発または動作させることができ多製のパルス、シーケンスが存在し、それらの各々が対応する複数の画像を達成する。しかしながら、以前は、複数の相対的信号強度を高め、体内または腹部断面の他の總ての組織よりも明るくすることが可能である、単純な(単一)または複雑な(二重または多重)パルス・シーケンスはなかった。驚くべきことに、本発明者は、複雑なパルス・シーケンスを組み合わせる幾つかの新たな方法があることを発見した。シーケンスの単純な成分が複雑な信号に対する効率を低下させるか、或いは神経の他組織に対する信号強度を低下させても、複雑なシーケンスを完全に組み合わせることによって、実際神経信号が他の組織よりも強くなるのである。このように、神経の画像における顕著性が向上する。

このように、本発明の第一の特徴は、神経造影剤の使用を必要とせずに、対象の神経組織を選択的に遮断する方法を提供することである。即ち、検査部位を磁気共鳴撮像の場に露出させ、磁気共鳴装置を検出しして前記共鳴に応じて電気信号を発生させ、前記電気信号から神経組織の画像を生成させ、前記画像内の対象となる神経、根、あるいは神経束が、周囲の構造から目で見て区別できるようにする部材から成る。

本発明は、また、対象の神経組織を撮像する装置としての表現を見出した。前記装置は、充分拡散の異方性を判断できるように構成された磁気共鳴場に検査対象の一部を露出させる部材、磁気共鳴を検出し前記共鳴に応じて電気信号を発生させる部材、及び前記電気信号から対象となる神経組織の選択画像を生成させる部材から成る。

画面の簡単な説明

本発明の先の特徴及び付随する利点は、逐次画面に従つて記載された以下の詳細な説明各参照することによって、よりよく理解されるにつれて、一層容易に認められよう。

第1図は、種々の神経及び非神経構造を示す、兔の前腕上部の断面圖である。第2A図及び第2B図は、前腕にアラビット造影剤が注入された後に、MR Iシステムを用いて離れた2時間において生成された、第1回に描いた種類の兔の前腕上部の断面である。

第3図は、第1…反転復元(STIR)スライス…シーケンスを採用し、MR Iシステムを用いて生成された、兔の前腕上部の他の画像である。

第4図は、対象となる末梢神経に隔離した、第3回の画像の一部の大圖である。

第5 A 図及び第5 B 図は、それぞれ別集となる本體神経に関連する、第2 A 図及び第2 B 図の画像の一例の大脳である。

第6 図は、本発明に従って生成された神経記録法システムのブロマッタ図であり、当該神経記録法システムに情報を与えると共に、例えば神経診断、治療、外科手術及び訓練を実施するための設計された機器の他のシステムに結合されたものと示す。

第7 図は、第6 図の神経記録法システムの動作の機能図である。

第8 図は、第6 図の神経記録法システムに含まれる種々の構成物の例示である。

第9 図及び第10 図は、第8 図の神経記録法システムを用いてニューログラムを生成する方法を示すアフターフォトである。

第11 A 図乃至第11 F 図は、第6 図の神経記録法システムから脳幹に通した画像を生成する際に用いて軽微なパルス・シーケンスを示す。

第12 図は、脳部剥離を用いた神経記録法システムの実施例によつて生成された大脳の前頭上部の別の画像である。

第13 A 図及び第13 B 図は、撮影される神経の異方性軸にそれぞれ垂直及び水平方向各用いた、神経記録法システムの実施例によつて生成された、兔の前頭上部の更に別の画像である。

第14 A 図及び第14 B 図は、それぞれ、0、3、5 及び 7 ミリメートルの勾配を用いて生成された兔の前頭上部の画像である。

第15 A 図乃至第15 C 図は、せり、差道、及び水平勾配を用いて神経記録法システムによつて生成可能な画像であり、一方、第15 D 図は第15 E 図及び第15 F 図の画像に基づいた画像であり、ここでは複数のエンドグラフと呼ぶこととする。

第16 図は、第8 図の神経記録法システムを用いて生成された脳のエンドグラフと呼ぶこととする。

第17 図は、第8 図の神経記録法システムを用いて撮影した脳のアーチタクシ

像である。

第18 A 図乃至第18 D 図は、第8 図の神経記録法システムを用いて生成し、生成された画像上の A B 列の影響を示す兔の脳幹の画像である。

第19 図は、本発明の神経記録法及び医療システムに用いられた当て本 split の表示を示す。

第20 図、第21 図、及び第22 図は、第8 図の神経記録法システムを用いて生成された大脳の脳神経の画像を示し、第20 図及び第21 図は、神経束を撮影する（2つの断面ステッセルで）システムの能力を示し、第22 図は神経の輪状回撮影を示す。

第23 図は、脊椎の断面図であり、1つの神経記録法用差しに示される構造の概要を示すものである。

第24 図は、第8 図の神経記録法システムに用いるための、本発明に従つて構成された外科システムの概略図である。

好適実施例の詳細な説明

ここで第6 図を参照すると、神経記録法システム 10 が、より広い医学システム 11 2 の…構成物として示されている。従来技術の構成とは異なり、システム 10 は、透影剤を用いることなく、個々の本體神経または神経ツリー・全体のパラ…ンを示す精度の高い画像を、高速度の無段階で発生する。本システムは、被検査標本の神経断面図を示すこのような画像（以後ニューログラムと呼ぶ）を二次元または三次元で表示可能とする。画像は、透視的に標本内の他の全構造を削除することができ、或いは参考として神経に隣接する他の構造の内側的関係を示すこともできる。

1. 医療システムの概要

第6 図に示すように、医療システム 12 に含まれる神経記録法システム 10 は、4 つの基本構成物、MR I システム 14、処理システム 16、入力システム 18、及び出力/表示システム 20 を備えている。好適な構成では、MR I システム 14 は、被検査患者の画像データを収集するのに用いられるために改造された成像の MR I システムである。処理システム 16 は、入力システム 18 を介して

供給された操作者の

入力に応答して、MR-Iシステム14を制御し、その出力を処理して、得られたエヌードグラムをシステム20に表示する。以下に、より詳細に記載するが、システム16は種々の異なる画像処理プロトコルを単一で或いは組み合わせて用いており、生成された画像が、これまでには達成されなかつた画質であることを確保する。

医療システム12は、システム10によって生成される画像情報を捕捉したり、種々の目的のためにその情報用いる多数の構成物を含む。例えば、補助データ収集システム22は、患者の撮像された領域における血管や骨のような非神経構造についての画像情報を収集するために設けられている。この情報は、次にシステム10によって生成されたエヌードグラム内のそれら構造の表現を消去せしめり成いは強化させるために用いることができる。システム12に含まれている診断システム24は、システム10によって生成された画像を分析するために用いられる。システム10によって高解像度かつ高精度のエヌードグラムが生成されると、システム24は神経通過情報を分析し、例えば、神経の圧迫、怪我、腫瘍などに関連する不連続部分を検出するようにプログラムすることができる。システム24は、不連続点の位置を示す出力を発生し、医学的に評価された異常に関連付けられた画像

情報データベースを参照することによって、撮像された不連続点の性質及び程度の指示を出す。これらの出力は診断に用いることができ、或いはシステム10にアーチドバックとして供給し、患者の検査対象領域(ROI)の精度を上げることもできる。

医療システム12は、治療システム26及び内科手術システム28を含むこともできる。システム26及び28は、システム10からの患者の神経構造についての情報を行い、所望の治療または外科手術の適正な薬理の部位を行うものである。例えば、この情報を利用して撮像された神経部位にロボット・スタイラスを駆使して焼却を行なったり、或いは、患者の末梢神経を損なうことなく非神経構造

の手術を行なうことができる。システム26及び28は、外科医の制御とは独立に動作することもでき、また舉に外科医に実行中の手術と患者の神経構造との間に誤作動するリアルタイムのアーチドバックを与えることができる。

訓練及び開発システム30は、種々の異なる目的のために医療システム12に含まれている。例えば、訓練システム30を用いて、種々の神経の解剖学的構造を、それらの非神経構造との位置的関係と共に示すことができる。この情報は、従来技術の非常に限られた能力に対して、大きな教育的価値

を有するもので、直接検査を含む詳細な解剖学的情報を提供する。訓練システム30は、神経記録法システム10の有効性を分析すると共に、パルス、モータンスやその他のシステム10の動作パラメータを制御するために用いられるアーチドバックを与えるように設計することができる。

最後の構成物として、医療システム12は、システム12の他の構成物内の個別処理システムに加えて、或いはそれに代わって、ホスト処理システム32を含む。第6図には別個に示されていないが、システム32は入出力回路によってシステム12の残りの部分に搭載されている中央処理部(CPU)を含んでいます。CPU及びシステム12の種々の構成物の動作を制御するため、及びシステム22によって収集された画像やその他のデータを記憶するためにメモリが設けられている。システム12の種々の構成物が1つのソフトウェア、セットに従って対話式で動作させるような場合、別個のホスト処理システム32を用いることは特に望ましい。

2. 神経記録法システム

次に神経記録法システム10の詳細な説明に移る。システム10のより重要な動作上の構造の幾つかが、第7図に大まかに描かれている。後により詳細であるが、システム10は、1つ以上のこれら構造を用いて従来のMR-Iの画像処理能力を十分に高め、診断上及び治療上有用な情報を得るために構成されている。

図示のように、システム10の動作は、データ収集34、画像処理及び分析、内して焼却を行なったり、或いは、患者の末梢神経を損なうことなく非神経構造

画像表示 3-6、及び制御 4-0 の大きなステップに分けができる。データ収集アレイ 3-4は、例えばビン-エラー画像処理 4-2を含み、これが 1-1 以上の以下のプロトコル、脂肪削除 4-4、散微量み付け 4-6、及び「段階 T」処理 4-8、ならびに磁化移転(magnetization transfer)を含む他のプロトコルによって補足される。これらのプロトコルの各々は、末梢神経の画質を十分高め、これまで得られなかつた MR I ニューログラムを提供するものである。

プロモス 3-4 によって収集されたデータは、三次元及び三次元の画像発生 5-0 を含む画像処理及び分析 3-6 を受ける。画像発生 5-0 は、生成された画像上の例えれば血管や患者の動きの影響を軽減する作用を行なう、更に種々多様の削除機能 5-2 によって改良される。画像処理装置 5-4 を採用して画像から統ての非神経成分を除去することができる。

3. 神経記録法システムの構成

先に神経記録法システム 1-0 の動作的侧面を簡単にまとめておき、その後及び動作についてここで詳細に検討する。

一実施例では、MR I システム 1-4は、SIGNA (シグマトウェア・リリース 5-2) という商標で GE Medical Systems から販売されている種類の画像部 1 を含む。この点について、第 8 図に示すように、撮像すべき患者の領域 R を、MR I システムの画像部 1 の空隙 B 内に配置している。後に詳細に記載するが、画像部に対する領域 R の位置を当てる 5-8 によって安定させてもよい。当て木 5-8 は動きのチークマークを制限し、二重的参照フレームに基づく基準マークを発生し、システムの境界辨別を被る可操作性を強調させる。これを用いなければ、皮膚と空気との間の境界附近で、脂肪削除が大きくなり下する。

MR I システム 1-4は、領域 R を所望の偏角の場に露出させるための偏尚場 5-10 を含む。偏尚場は、例えば 1-1 テスラの強度を有し、2 倍に沿って配列されている。

同軸した MRI 制御コイル 5-2も、検査対象の領域 R 上の空隙 B 内に配置される。コイル 5-2にはペルス状の入力が供給され、以下に説明するような方法で、

領域 Rにおいて核スピノの駆起のための場を発生する。また、コイル 5-2は、スピノによって発生される逐管またはエコーの場を検出するためのものもあるが、別個の送受信コイルを代わりに用いてもよい。

動超コイル 6-2は、例えば、ソレノイドまたは表面コイルであり、撮像すべき領域 (例えれば、患者の脳、脚、肩、腕、骨盤、頭部、首または背中) 上に密接するような構造及び寸法とされている。質適装置では、しかしながら、位相アレイ 1-2 やカル・システムを用いて、選答の信号対ノイズ比を高め、これによつてシステム 1-4 の空間解像度を改善すると共に、こうしなければ余りに弱すぎて有用な画像を形成できなかつた信号から情報を引き出せるようにしている。例えば、1-2 ミリ程度の厚さを有する末梢神経を細く分解する場合、各アレイは横方向及び縦方向に対に配置した、開ち紙形に対をなすアレイ状に配置した、4-6 個の別個のコイル 7 を含む。

3 斜の勾配コイル 6-4 及び 6-6 も撮像部の空隙 B 内に配置されている。これらは、各 x、y 及び z 軸に沿つて、サンブル領域 R 上の偏角場上、約 1 ガウス/センチメートルの位置勾配に重なり合っている。しかしながら、簡単化のために、各勾配コイル 6-4 及び 6-6のみが第 3 図に示されている。

射線な構成では、同一のコイル対 6-4 及び 6-6 を用いて前記の軸に沿つた散乱勾配、及び必須の位置的勾配を生成する。また、1 つ以上の別個の散乱勾配コイル対 6-6 及び 7-0 を撮

像部の空隙 B に設けてもよい。別個のコイル対 6-8 及び 7-0 が可動台(track)上に取り付けられる場合、実質的に如何なる所望の散乱勾配向でも導ることができる。散乱勾配は、位置的勾配に比べて、比較的強く、例えば 1.0 ガウス/センチメートル以上上の範囲である。

コントローラ 7-2 及びプロントエンジン回路 7-4が、燃焼システム 1-6、入力システム 1-8 を形成し、プロントエンジン回路 7-4 は第 6 図に示す神経記録法システム 1-4 の処理システム 1-6、入力システム 1-8、及び出力表示システム 2-0 を構成する。コントローラ 7-2 及び回路 7-4 は協同して MR I システム 1-4 の動作を

制御し且つ同期させると共に、獲得したデータの処理及び表示を行なう。

コンピュータ72は、例えば、486プロセッサ、VGAモニタ及びディスプレイを備えた1MB RAM板類パッケージ、コンピュータである。回路74に含まれる

データ…アドレスバス76が、コンピュータ72と回路74との他の構成物に結合する。

回路74に含まれる勾配ディスクレーバー発生器78は、全体的に矩形波の出力バスを生成し、偏角場に所置の勾配歪形成する。発生器78の出力は、 x -、 y -及び z -軸方向加速度センサ80に供給されるが、第8回には2-軸の増幅器80しか示す。

回路74に含まれる勾配ディスクレーバー発生器78は、全体的に矩形波の出力バスを生成し、偏角場に所置の勾配歪形成する。発生器78の出力は、 x -、 y -及び z -軸方向加速度センサ80に供給されるが、第8回には2-軸の増幅器80しか示す。

回路74は、更にリバーブルス発生器84も含み、動角場の形成に用いられるリバーブルスを生成する。好適な構成では、バ尔斯発生器は、プロトノMR1に用いながら出力を生成する。¹² フラッシュ、¹³ 放電、¹⁴ 燃焼、¹⁵ 液滴、¹⁶ テリ

ウム、または¹⁷ナトリウムのよう、他のMR1が可能な核に特徴した周波数を用いることもできる。発生器84の出力は、デュブレクサ88によって選択的に励起コイル62に供給される前に、高出力リバーブルス増幅器86によって增幅される。

デュブレクサ88も、励起コイル62によって受信された低レベルのMR1基盤を前階増幅器90に選択的に向けるように制御される。

ミキサ92は、増幅されたMR1基盤をデジタル的に制御されたリバーブルス発振器94からの信号と混合することによって、前階増幅器90の高周波出力を低周波数信号に変換する。発振器94は、発生器84にも入力を供給する。ミキサ92からのデジタル出力は、最終的にアナログ/デジタル変換器98によってデジタル形式に変換される前に、D/Aバス、A/D

生する。

b. 神経記録法システムの動作

神経記録法システム10の基本構造を見直したので、ここでは新規の二段だけを説明する。この二段は、三次元画像を発生するための動作について考える。このために、第9回及び第10回はニューログラムの生成において、システム10によって行なわれる全身体的な一連のステップを示す。これらのニューログラムは神経が非常に複雑に現れる。その後の議論のために、これは神経と脊髄画像との間のコントラスト（例えば輝度または色）を参照することによって理解されよう。以下に記載する方法を用いることにより、脳を含む体の実質的に如何なる領域のニューログラム

例えば、精神経系（CNS）のニューログラムでも生成させることができる。

アプロック100に示されるように、本システムの動作は、まずシステムのある動作パラメータを決定するため初期化される。この点について、操作者は起動時に発生される質問に応答してコンピュータ72を通じて前段のパラメータを入力する。システムの動作の殆どがコンピュータ72のメモリに常駐するソフトウェアによって制御されるので、データ

ホト初期化パラメータにアクセスすることも可能である。

初期化すべき特定のパラメータは、 x - y の成像によって変化するが、その例として、発生すべき画像の機械（脚、二次元断面または三次元投影図）、視野（FOV）、着撮像されるスタイルの厚さ、バルス繰り返し率（IR）、位相エンコーディング・ステップ数、拡散異方性の現知の軸の存在、及び用いる拡散勾配の強度及び方位が含まれる。例えば、操作者は、三次元画像、4cm×4cmのFOV、1.5秒のIR、及び5~6枚相互通じて、ステップを選択することができる。異方性軸の識別については、以下に論じる。

一旦初期化が完了すれば、第7回に説明して論じたデータ収集処理34に対応する一連のステップが実行される。このプロセスは、一般的に、ワードトワード回路74に駆使して用いられるバ尔斯・シーケンスの制御に則する。以下により詳細に説明するが、バ尔斯・シーケンスの異なる複合及びバ尔斯・シーケンスの組み合わせを発生し、小さな表面神経を、隣接する領域形状及び位置の構造か

タ96に入力される。コンピュータ72は、スピノンの印加された場に対する応答を表わす、結果的に得られたデジタル信号を処理し、所望のニューログラムを発

ら、大まかに区別する。或る摩存の例を組み合わせて新しい集合として新たな状況に用いたり、エニーロダム整理のための最適化された構造を組み込むための新しい例を設置することが含まれる。例示として、適正なパルス・シーケンスの一例の圖を図1-1A。

图乃至図1-1F圖に示す。

1. 脂肪の削除

図9圖のブロック102に示されるように、画像発生プロセスにおいて実行される第1の選択ステップは、脂肪の削除である。脂肪は骨及び組織のMR1画像における脂肪の信号を差し引くが、神経MR信号は骨成分には拘束なく最後には不適当であると広く考えられていたため、これまで有効な神経画像に対する妨害とは認識されていなかった。脂肪削除の側は、本発明の開発中に、撮像システムのスペクトロスコピー(Spectroscopy)部分用に設計された主磁場磁石を偶然用いることによって発見された。

この意について、MRスペクトロスコピーでは、応答的強い磁場を用いて、角1度の異なる角度から発生する信号間の周波数間の分離を増大させて、これによつてこれらの成分がより簡単に区別できるようにしてある。MR1はサノフ式に周波数分散(磁勾配を加えることによって形成する)も用いて、スピノを横轴に横切ると共に、画像を作成する。脂肪及び水からの信号は周波数が僅かに異なつており、画像では互いに重ねて現れる。脂肪のそれは、低脂肪診療用MR1システムが用いられる時は、比較的小さい。偶然、非常に強いスペクトロスコ

ビー場磁石が、初期の神経撮像の試みにおいて用いられ、生成された画像では脂肪のそれがより大きいものとなつた。導度の高い脂肪信号を神経から差し除ることにより、神経をより目立たせて観察できることになつた。この改良が認識され、実際には、システム1-4に脂肪削除を含ませることによって、効率的な神経画像を達成することができたという現実に至つた。

明らかに、脂肪削除は、神経筋錠法用の従来のMR1システムの適用を、幾つ

かの方法で促進するものである。第1に、余分な成分を除外すれば、撮像された構造の中で区別するものの数が減少する。第2に、脂肪が削除された画像では、末梢神経が比較的高い導度で現れ、削除された脂肪によって低い導度となつた他の空間に対して非常に目立つことになる。以下により詳細に記載するが、脂肪削除は振動異方性及び磁化転移効果の見かけ上の幾何学的相乘的に増大させる。

ある適切な脂肪削除技術は、化学的シフト選択(CHESS)パルス・シーケンスの使用を伴む。これは、例えば、ハースラの“NMR Chemical Shift Selective Imaging, 30MAS(MED.BIO), 341-344, (1985)”に説明されている。

図1-1A圖に示すように、CHESSは、磁場 τ_1 パルス・シーケンスA、B及びCを順序コイル6-2に印加し、接

後の患者の頭部R内の脂肪分子の核スピノを選択的に駆逐せることを伴なう。一例として、-3dB、6.00ヘルツの帯域を有する3ミリ秒のガウス駆逐パルスを用いることができる。一連の勾配パルスa、b及びcのシーケンスを次に3組の勾配コイル6-4及び6-6に印加し、駆逐されたスピノの位相を外す(Gap base)。これによつて脂肪信号の最終画像に対する影響を最少に抑える。直交する勾配コイル対に印加される勾配パルスa、b及びcは、例えば、それぞれx、y及びz軸に沿つて、3ミリ秒の間5ガウス/センチメートルの勾配を生成する。

図1-2圖は、MR1システム1-4によつて生成されたエニーロダム上での脂肪削除の効果を示す。第1-2圖に掲られた画像は癌の摘出であつて、先に述べた第1圖乃至第5圖の画像に対応するものである。画像の暗い部分は、画像の導度が高い所を表す。第1-2圖に示すように、尺骨神経UH及び正中神経MNは容易に識別される。

脂肪削除にCHESを用いる代わりとして、選択的水刺激(water stimulation)によって所望の削除を行なつてもよい。他の適した代替案には、例えば、テクソノラのSimple Proton Spectroscopic Imaging, 153 RADIODIY 189-194(1984)に記載されているディクソンの技術、及びImp

overed Fat Suppression in STIR MR Imaging: Selecting Inversion Time through Spectral Display, 178 RADIOLGY 833-837 (1991) に記載された STIR (静止一反転復元) が含まれる。

好発部位では、脂肪削除は被膜重み付けや後 TI 处理のような他の技術と組み合せたが、脂肪削除それ自身でも従来の MR I 处理を十分強化し、医療上有用なエコーグラムを発生することができる。同様に、以下により詳細に記載するが、システム 1.0 によって用いられている他の技術を用い、脂肪削除を使用せずに選択的なエコーグラムを発生することもできる。

iii. スピニーエコー・シーケンス (被膜重み付け不使用)

第 1.1 図に描かれた例示的なパルス・シーケンスの任意の導入部分について論じたので、神経記録法システムの動作の次の段階を検討する。この点について、第 1.1 A 図に示された RT 起パルス D をコイル 6.2 に印加し、スピノの正味磁石モーメントを偏頭場に対しても勾配させ、横断面に入れる。すると、スピノの位相が外れるにつれて、得られた像大横断方向磁化がゼロに低下する。凌駕的エコー時間 (TE) の半分の遅れの後、パルス D の 2 倍の強度を有する第 2 パルス E を、コイル

6.2 に印加する。このパルスは、スピノを更に 180 度回転させ、スピノが再接觸相となると、スピニーエコーを形成させる。スピニーエコーは現に TE/2 の遅れの後、最大振幅をもつようになる。従って、励起パルス D と混合焦パルス E との影響の結合に応答して、スピニーエコー信号 F は時間 TEにおいてコイル 6.2 に発生する。これらのステップは、第 9 図のプロック 1.0.4, 1.6.6 及び 1.0.1 に描かれている。

同時に、直交コイル対 6.4 及び 6.6 によって撮像内配が生成され、通常の方法でエコー信号 F をエンコードし、プロック 1.1.0 に示すように、MR 画像を構成させる。Z 軸に沿って配向されたサンプル用いて、第 1.1 C 図に示す「スライス選択」バルス d, d' 及び e を軸コイル対 6.4 及び 6.6 に印加し、対象となるスライスの Z 軸を翻起し、かつ再合致する。第 1.1 D 図に示す「読み取り勾配パルス f」を、例えば、X 軸コイル対 6.4 及び 6.6 に印加し、ワーリエ変

機すべき所要の出力を得る。第 1.1 E 図に示す「位相エコー・タイミング」パルス g 及び g' を Y 軸コイル対 6.4 及び 6.6 に印加し、受信すべきエコー数 (例えば 256) を制御する。このシーケンスは連続的なスタイルや、患者の領域から画像を発生する。

操作者が (プロック 1.0.0 において) 神経記録法システム

1.0 によって特定の画像の発生のために被膜重み付けを必要としないことを示すと、第 1.1 A 図乃至第 1.1 B 図に示すパルスが実質的にスピニーエコー・シーケンス全体を規定することは理解されよう。被膜重み付けを用いるとしても、好適実験例では初期画像は、撮影のための脂肪削除のみを用いて発生され、その結果、既定のスピニーエコー・シーケンスの最初の実行中 (プロック 1.0.4 - 1.1.0), 被膜重み付けは用いられない。

先の神経記録法システム 1.0 の実験例ではスピニーエコー画像処理を用いたが、他の技術を用いることである。適切な代替技術には、例えば、軸駆工法...撮像 (stimulated echoimaging) 及び矢状駆工法...撮像 (gradient-recalled echo imaging)、例えば E.C...平価撮像 (E.P.T.) が含まれる。このような代替技術は、パリックの MAGNETIC RESONANCE IMAGING TECHNIQUES (1992) に記載されている。

iii. エコー処理

第 1.1 図に描いた遠縁画像処理では、一連のエコー信号 F を得て、三次元画像を作成した。例えば、プロック 1.1.2 において、第 9 図では 356 のエコーと 256 の異なる位相エンコード勾配撮像とを用いて、256 × 256 領域の画像を構成した。このデータ集合は、次にプロック 1.1.4 でゼロを充填することによって拡大し、 $1024 \times 1024 \times 1024$ のデータを構成する。

結果として、最終画像の見かけ上の解像度が高くなり、画像がより明確となる。次に拡大データ集合を、2D ザウス・フィルタを用いてプロック 1.1.6 において処理する。このフィルタは、画像内の高周波成分を減衰することによって画像

を半径化し、対象領域全体の相対的平均画素輝度を変えず、微細部分の非線形性(deformation)を明確にする。プロック1.1.8において、二点間マトリクスのデータに三次元マトリクスを用いて、記憶すべき画像を生成する。結果としては、画像をコンピュータ・モニタに表示してもよいが、好適な構成では、この画像は選択された施設画像を発生するために行なわれる、より正確な分析に用いられる一機械物に過ぎない。

一旦初期画像が発生されると、第1.0圖に示すようにその画像の分析が始まる。プロック1.2.2において、当該画像内の1つ以上の対象領域(ROI)を識別することができる。各ROIは、單一の画素または voxel(voxel)、或いはより広い領域のことである。ROIの選択は、例えば、キーボードまたはマウスを用いて、表示画面上のROIに亘ってカーソルを動かすことにより、手動で行なうことができる。また、ROIの選択は、全画素の連続的選択、または例えば数

断面システム2.6からの特定領域に関する外部入力によって、自動的に実行することもできる。

次に、各ROI内の平均画像または画素の輝度を、プロック1.2.4で計算する。この平均画像輝度Sは、次の式で表すことができる。

$$S = A_0 [\exp(-TE)] [\exp(-bD)] \quad (1)$$

ここでA₀は特定画素の絶対信号強度、bは勾配係数であり、次の式に従って決められる。

$$b = r' (G_r') (\delta^2) / (\Delta - \delta)^2 \quad (2)$$

ここで、r'は磁回転比、G_rは偏角場強度、δは磁散量み付け勾配パラメスの長さ、及びΔは磁散量み付け勾配パラメスの開閉である。磁散量み付けが用いられる前の最初の繰り返しでは、式(1)の最終項は、從って1である。

式(1)及び(2)の表現を利用するためには、先のデータ獲得プロセスを、エコノミー時間の異なる段について繰り返す。一方、以下に詳細に記載するが、磁散量み付けを用いる場合、データ獲得プロセスは、異なる勾配強度(勾配強度及びまたは開閉を調節することにより制御する)または勾配方位について繰り返す。例えば、30、60、90及び110ミリ秒のTEまたはOH-3、5度OF7

ガウス/センチメートルの勾配強度を用いることができる。TEの待定期間にに対する、

同一箇所スライスのこれら多量画像の特定画素に対する画像輝度S(または、状態量み付けを用いる場合はb)が得られ、対象領域の繪影閾値分割がプロック1.2.6で実行される。

最後に、プロック1.2.8において、算かけ上のT_E強磁時刻(Crelaxation time)の値(または状態量み付けが用いられる場合は、算かけ上の状態量D)が、特定のROIについて計算される。これらの計算は、画像内の複数のROIの定義的群集を与え、医療システム1.2の他の構成物による以後の画像処理に用いられる。

IV. 磁散量み付けに対する勾配方位

好適な構成では、初期脂肪削除画像が収集されそのROIの状態み付けが行なわれた後に、状態量み付けの分析を開始し、神経及びその他の組織によって示される状態量方位を評価することによって発生されるニードルグラムを、更に改善する。

評介のために述べると、現状過失施例では、この分析は、バルス化された磁場勾配を2方向以上で偏角場に印加し、末梢神経が強調された、或いは削除された画像を生成する。これは、選択された特定のパルス状勾配物から得られる「磁散量み付け」によって左右される。次に、以下により詳細に記載する方法で、強調画像から削除画像を差し引くことによつて、

て、水の状態量方位の判別を行ない、末梢神経のみを削いた画像を生成する。

より具体的には、磁場勾配を互いに垂直的に直交する方向に印加する。例えば、撮像される脊髓島における末梢神経の軸に垂直直及び水平な勾配を用いて、平行勾配画像を、垂直勾配画像から差し引いて、所望の「神経のみ」の画像を生成することができる。

神経の軸は通常操作者には知られており、そのMR1システム1.4の基準フレームとの関係が、初期プロック1.0.0において示され、所望の直交する磁散量み

付け勾配の方向を容易に判定することができる事が、認められよう。一方、某神経の軸が判らない場合、または異なる軸を有する多くの神経が撮像される場合、神経記録法システム10は、実質的にあらゆる軸に整合する、神経を撮像するのに適した勾配軸面システム各用いなければならない。例えば、以下により詳細に記載すらが、全三次元ベクトル分析を用いて、被撮影軸を特徴付け、被撮影軸に沿っての固定座標に基づく移動を、スクリプトムに与えることができる。

上記または手首のような解剖的分析領域において、対象位置において神経の軸に垂直な第一の被撮影軸のみを加えることによって、スクリプトムを分離させ適当に強調すること

も可能である。結果として、スクリプトムを生成するために複数を行なう必要がなくなる。筋肉を削除し、直交方向に被撮影軸を付ける画像は、直接処理することができます、或いは、しきい値処理を施し、非神経組織または撮像位置における移動と異なる軸または方向を有する神経と関連する強度が低い信号を除去することができる。

より速く効率的なデータ収集及び処理のために、偏角場における被撮影軸の設定は、以下の問題となっている撮像に適用する先の筋書き(Scenario)の特性の1つに応じるべきことは認められよう。ロック100で与えられた入力に応じて、(a) 偏角の方位の1つの勾配のみが要求されること、(b) 偏角の方位の2つを交差する勾配が要求されること、(c) 方位が判らない2つ以上の勾配が要求されることを、システムは知られている。

第10図のロック130に示すように、撮像分析の完了時に、システムは、

例えば、スピナーエコー処理または高速スピナーエコー処理によって、後続するデータ獲得の際に、既ての所望の被撮影軸が偏角場に印加されたかを考慮する。初期の筋肉削除処理では筋肉勾配を用いなかったので、初期状態では答える否であり、処理はロック132に進む。

ここで、スピナーエコーは、被撮影方性の軸が既知であることを

とを操作者が初期状態で示したかを判断する。当該軸が既知であれば、ロック

134に示すように、垂直な被撮影勾配を用いる。次に、ロック136に示すように、一連の筋肉削除が行われた(以下に筋膜に記載する方法で被撮影勾配を含ませることによって変更する)、ロック124-128において而して、ロック132において而して、被撮影勾配が変化が生じてDまたはT₁を計算する前に、ロック102-122に従って画像を発生する。操作者が初期において、現在問題となつてある特定の撮像に直交被撮影勾配が要求されていることを指示したならば、この処理を、平行被撮影勾配について、ロック138及び140で繰り返す。

ロック132において行なわれた質問で、被撮影方性が未知であると判定されたなら、処理はロック142に進む。

ここで、初期被撮影勾配を任意に選択し、続いて異方性軸が未知の場合操作者が用いるために、一連の代わりの勾配を選択する。

ロック144において、初期被撮影勾配を用いて、スピナーエコー・シーケンスを実行し(以下に筋膜に記載する方法で、被撮影勾配を含めることによって変更する)、ロック124-128において画像データの電子化が行なわれる前に、ロック102-122に従って、画像を発生する。次に、ロック146において、試験を実施して、所望の軸の異なる被撮影勾配(例えば、X、Y及びZ軸に沿った3つの勾配)が用いられたかどうかを判断する。

用いられていないれば、ロック148において次の被撮影勾配を選択し、ロック144に示されているように、スピナーエコー・シーケンス、撮像及び処理動作を実行する。このプロセスは、筋膜別の別の被撮影勾配が用いられるまで、繰り返される。

筋膜勾配コイルによって与えられるもの以外に軸に沿って置まるる場合、勾配コイルを追加してもよいことは認められよう。このためには、被撮影コイルは、撮像部の空隙内の磁気的に互換性のある射線管トラック(track)上に取り付けられ、実質的に連続する方位範囲に亘って、勾配の再配置及び印加可能となることができる。同様に、撮像すべき領域を、1組の固定勾配コイルに対して移動可能に支持し、勾配方向に所望の多様性を導入することもできる。他の選択肢として、複数の異なる勾配コイルを用い、種々の組み合わせで作動させて、所

翌の勾配変更を行なうこともできる。また、観られた数の勾配方向から得られる結果を、ベクトル分析を用いて整理し、適格得られるものの以降の勾配によって得られる結果を予測することができる。これについて以下に詳細に記載する。

V. 増減量み付けのためのスピノーエコー・シーケンス

先に簡単に記述したように、用いられた異なる複数勾配の各々について、スピノーエコー・シーケンスを繰り返し、次に画像データの発生及びそのデータの整理を行ない、例えば、強終時間T₁または散散候跡Dを電子化する。好適な構成では、散散勾配の選択は、スピノーエコー・シーケンスに多くの種で影響がある。

第1.1F図に示すように、第2の勾配コイル対に印加される2つのパルスは及CPh₁を用いて、偏角場において肯定の散散勾配を検定する。5.0ミリ秒のエコ時用(TE)に対して、各パルスの期間(t₀)は例えば1.0ミリ秒であり、それらの分離(Δt)は2.0ミリ秒である。散散勾配が存在すると、エコー信号P、従って最終的に生成された画像内の画素またはボクセルの輝度は、画像領域R内の水分子の空間散散に敏感するようになる。

この点について、先に示したように、散散異方性のある神経に実質的に垂直に配向された散散勾配を用いて、エコードテムが強調され、全体的に撮像された種々の機器を最も高い輝度で示す。この現象を第1.3 A図に示す。これは第1図に与えられた図に対応する兔の脳髄の画像である。尺骨神経引肉及び正中神経束Nが裏方とも相対的に暗く(輝度が弱い)

は、散散量み付け係数に対して3パーセント未満となる。

散散量み付け勾配によって得られる画像の強調を利用するためには、脂肪の削除が必要ではないが、好適な構成では、散散量み付けされたスピノーエコー・シーケンスの開始の前に、第1.1A図及び第1.1B図に示す脂肪抑制シーケンスを採用している。以後により詳細に記載するが、これらの技術の組み合わせによって、一般的に、何れかの技術で個別に得られるものを越える画質を得られる。

散散量み付けされたパルス・エコー・シーケンスを用いて生成されたエコーPを、第9図及び第1.0図のロック1.1.2乃至1.1.3に閲覧して前述したように処理する。散散量み付けを用いた場合、プロック1.1.2 Rにおける散散係数Dの計算は異なる勾配の強度について収集されたデータの分析に基づくことが肝要である。例えば、計算は、0、3、5及び7ガウス/センチメートルの勾配に基づいて行なうことができ、その結果、それぞれ第1.4 A図乃至第1.4 D図に表示されるように配向された散散勾配を用いて、第1.3 B図に示すように、エコードテムを削除し、全体的に他の撮像された構造よりも低い輝度で示す。これらの画像は、以後に詳細に記載する処理プロセスによって組み合われ、神経が他の結構達から隔離された画像を生成することができる。

第1.1圖に示したスピノーエコー・シーケンスは、撮像用勾配と散散量み付け勾配との間のクロス・テラム(cross-terms)の効果を低減するための、従来のう

vi. 虹膜選択／生成

プロック130で一旦、コンピュータ2が、までの演算ロット150において異なる勾配方位を用いて各ROIについて計算された種々の虹散強度Dを計算し、最大及び最小値を識別する。これらの係数は、その点における、各画像またはボクセルに関連する、虹散強方位の度合いの測定値を与え、異方位の方向は虹散方位によって示される。

(a) 異質神経組織法

好適な構成では、プロック152に示すように、特定のROIに対する虹散強度の最大及び最小値に関連する画像を演算プロセスで用いる。虹散が神経袖に対して垂直に近い程、より大きな像数に関連する画像が生成されて、神経画像を強調し、一方この袖に対して平行に近い程、より小さな像数に関連する画像が生成され、選択的に神経信号を消し去る。これら2枚の最終手前の画像を次の数学的式（または写真的或いは光学的に）互いに減算し、減算プログラムを生成する。

例示として、第15A図は、虹散重み付けをせずに生成し

た画像を示す。次に、第15B図及び第15C図は、それぞれ平行及び垂直勾配を用いて生成した画像を示す。最後に、第15C図の画像を第15B図のそれから減算した時に生成される結果エヌコードグラムを第15D図に示す。

この「選択性」エヌコードグラムは、減算血管影法（血管のみを示す画像）にいくらか類似しているが、血管ではなく神経を顯著に浮き立たせるものである。このような画像は、所々の撮像面または空間における神経の識別を確認する際、及び神経の損傷や神経の圧縮を突き止め際に有用である。或る解剖学的分析領域における全血管パターンを示す血管撮影法という公知技術の存在にも拘わらず、そして神経撮像技術の開拓に適用可能であったMR1技術の存在にも拘わらず、更には、特に神経を分離して見せる大きな必要性にも拘わらず、このようなユニークグラムを作成する方法が後述は全くなかつた。

画像減算がまさしい構成では用いられたが、必須のものではない。例えば、公知の異方位の応用では、減算は不要であり、しきい値分析が好ましいこともある

用いて）からの信号情報で除算することができる。

減算プロセスの使用によって考慮すべき実際上の問題として、画像登録Image registration)がある。非神経組織が、減算処理を受ける画像間に含まれている場合、この非神経部分は、得られる画像では打ち消されることを想定されよう。一方、非神経組織の見かけ上の位置にすればその他の不一致が、例えば対象の動きによって、画像に入り込んだ場合、打ち消しは起こらず、得られた画像における神経の識別が、実際より困難となる。

一方実験では、減算プロセスの開始に先だって、受け入れ可能な画像登録を評価する。より具象的には、1つの画像内の画素の輝度を二番目の画像の対応する画素の輝度と比較する。神経組織の画素は、それら虹散強度によつて評価され、それらの虹散異方位が高いことによって、対象から外される。残りの非神経画素が、受け入れ可能な画像登録を示すある範囲内に互いに網まなければ、減算は禁止される。

(b) ベクトル処理及び三次元画像の発生

この時点までは、生成された出力は一般的に第一の三次元画像が、または…連の二次元画像で、これらを関連付けて三次元画像を形成することができるものであった。以下に詳細に記載するが、三次元画像発生の簡単な構成では、システムによって生成された三次元エヌコードグラムの高いS/N比によって、撮像された神経断面図を識別し、互いに連携して神経構造の三次元投影図を形成することができる。

しかしながら、関連する神経バッテン及び要求される空間解像度によつては、この簡素化した手法は、三次元投影図に留ましくない不連続性をもたらし得る。これは認められよう。より洗練された処理方式では、各二次元画像における神経の異方位方位についての情報を用いて、更に三次元画像の投影図の精度を高めてい

る。異方性方面に関する情報が得られるか否かは (availability)、先に述べた情報収集分析において用いられる勾配に対する収集方向を決定し、2 次元画像を生成するのに有用である。

この点について、撮像される末梢神経の異方性繊維は、時として操作者に従っており、操作者はアロマタリオにおいてこの方向に関する情報を入力し、撮像に最も効率的な散乱勾配を選擇することができる。しかしながら、より一般的には、神経及び C 及び S 神経束は比較的複雑な組織を構成し、神経束は他の組織異方性繊維が最大となる方向は、神経または束が曲線を描く、即ち曲がるにつれて、徐々に一方の面から他方に移っていく。結果として、1つまたはこの任意に偏向された標準勾配では、所望の画像を得るには不適当な場合がある。

神経方向の変化を監視するには、撮像部の空洞内で、固定した 1 組の勾配コイルに対して患者を移動させると、或いは非粘性凝固システムを有するトランクルに取り付けられた自動散乱勾配系等コイルを用いれば可能であり、対象領域に印加される散乱勾配の方位を識別することができる。別の勾配集合を用いて、所見を得られた D_{xx} 、 D_{yy} の比の変化を監視することによって、神経方向の変化を予測し、適切な勾配方向を選択することができる。これとは別に、3つの組に組向された勾配コイルを同時に種々の組み合わせで動作させ、異なる方位の勾配の無限の多様性の効果を得ることができる。

神経方向の変化を追跡するための一つの概念は、平行及び垂直勾配情報を収集し、上述の形式の線算式 $\alpha = \beta + \gamma$ の生成に使用可能である。しかしながら、所見の画素に対する最適な勾配方向が、繰り返し測定された勾配を用いて発生された画素からの α 、 β 、 γ を用いて決定される場合には、処理速度を著しく損なう可能性がある。

多くの場合、公知の神経分析では、前もって特定の側の方位を用いることができる。初期の撮像情報は、神経組織の全体を記述する。その後、「情報を得て」選択を行なうことによ

よって、各ライスの方位を最適化することができる。これは、神経画像の輝度の高い同一性を保証する際に、或いは神経組織に沿った異方性の層数を測定する際に有用となり得る。

機械的な複雑性を減少させ処理速度を高めた好適な代替案として、個々の勾配との整合度合いとは独立して、散乱勾配を観察する技術が開発された。このアロメスは、3 種の標準直交軸に沿って、または多數の固定軸からの情報を用いて得られた異方性散乱軸からの情報を組み合わせることが含まれる。例えば、好適な被覆例では、ベクトルを分析を用いて、上述の 3 つの直交方向に散乱重み付けした画素から補間画像及び方向に関する情報を生成している。

この点について、画像情報は、例えば、 x 、 y 及び z 直交方向におけるゼロ散乱勾配 B_0 及び散乱勾配 B_x 、 B_y 、 B_z を用いて、4 つの「多数スライス」から収集される。生成すべき画像の各画素に対して、4 つの散乱勾配画像内の対応する画素に附する情報を持ち、いずれかの方向における神経組織に沿った水分子の移動を表わす、既存ベクトルを生成する。このベクトルは、当該画素の画像輝度を表わす大きさと、当該画素に属する「有効な」散乱勾配を表わす方向とを有する。

より具体的には、新たな画像における所見の画素の画像輝度 S_{xx} は、次のベクトル式を用いて計算される。

$$S_{xx} = \text{ベクトル長} = [(S_x^2 + S_y^2 + S_z^2)^{1/2} / S_0]^{1/2} \quad (3)$$

ここで、 S_x 、 S_y 及び S_z は、 B_0 、 B_x 、 B_y 及び B_z 勾配によって生成された画像内の対応する画素の画像輝度である。 S_0 は B_0 勾配によって生成された画像内の対応する画素の画像輝度であり、式 (3) に含まれ、得られる画像輝度 S_{xx} を正規化する。この画素画素に属する有効な勾配の方向は、 θ_{xx} 、 θ_{yy} 及び θ_{zz} を含み、次のように計算される。

$$\theta_{xx} = B_x / R(B_0, B_x) \text{ 倍の散乱ベクトル角度} = \arctan (S_x / S_0) \quad (4)$$

$$\theta_{yy} = B_y / R(B_0, B_y) \text{ 倍の散乱ベクトル角度} = \arctan$$

卷之三

$\theta_{\text{ref}} = B_1 \times \pi / 180$ の値を入力角度 = \arctan

卷之三

式(3)、(4)、(5)及び(6)において計算したパラメータを用いて、種々の異なる方法で画像を発生することができる。例えば、画素の輝度を、「バケツ」画像として表示することができる。画像の輝度が S_0 の大きさと姿勢に比例する、CNS 画像のベクトル表の一例として、第 16 図に示されている。

第16図の画後は、重さ2-2.5kgの猿(*macaca fascicularis*)の脳の又キヤ。

ンであり、General Electric CT II 撮像装置（スベクトラム-2 テクニクス、活性遮蔽勾配（actively shielded gradients）を装備）上で拡散撮像（スピノーチェイブ）を用いて行なわれたものである。獲得パラメータは、TR = 1.0 0.0 ms、TE = 8.0 ms、拡散勾配 = 5 ガウス/cm、拡散勾配期間 = 2.0 ms、拡散勾配分解 = 4.0 ms である。厚さ 4 mm のスライス 4 枚を撮像した。T₂ 重み付け画像を用いて、再生可能に拡散画像を選択した。

卷之三

ヘンツル映画機の使用に代わる、ヘンツルコンタクト映像装置を使用することができる。これらの画像は、式(4)、(5)または(6)の1つの角度出力に適接比例する画像の輝度を決定することによって得られる。アーティクル画像の一例を第17図に示す。このCMSエヌ-ローラムの側に示すように、選択された対

第 16 図及び第 17 図に示した形式の CM S 画像における算出を評価するため
に用いいる時、ベクトル長画像は水分振動変化により敏感である。この場合 3 つの
直交画像が同様に変化し、ベクトル三角画像は 2 つの直交方向の異方性の変化に

感應する。ミエリィンの脳波異常によって誘発される実験的アルギー性脳脊髄

画像において強調されたベクトル長の縮短及び両端輝度の変化として現れる(第16回後半第17回)の関係は明らかでない。

例文2、 δ_1 と δ_2 のOrientation Mapping in anisotropic Nucleus with NMR Diffusion Spectroscopy SAMPLER OF ABSTRACT 1221 (1992) 記載

されているように、ベクトル分析の他の形式を応用することもできる。同様に、例えは、バッサ- δ のDiagonal and off Diagonal Components of the Self-Diffusion Tensor: Their Relation to anisotropy from the NMR Spin-Echo Signal at Some Bulk of Anisotropies (1992)に記載されているように、種々のランダムの収縮を用いた張筋分析を用いて、MR散乱異方性データの種類を処理または収縮することができる。磁気、熱的、及び構造的異方性データの評価に用いるのに適した他の処理技術も開発されている。

従来技術のシステムとは異なり、システム 1.4 によって生成される二点...VGA からの非神経成分は比較的低い輝度で示されるが、或は実際画像からみて消去するので、コンピュータ 7.2 は分析すべき構造における神経の位置を容易に識別し、二次元画像平面または三次元獲得空間において、神経の経路を正確に選択することができる。例えば、所与の画像面における神経の位置の検出は、画素の輝度を減らすしきい値レベルと比較することによって行なうことができる。そして、所与の空間に対するこれら二次元分析の結果を選択または抜却することによって、次に三次元画像を形成することができる。

代替案として、先に得られたベクトル情報を用いて、神経または束がその神経経路に沿って移動する際に、神経または神経束の最大異方性の方向における連続した変化を追跡することができる。この点について、神経に関連する各ボクセルに対する最大異方性の方向を判定し、サロナーラの Application of a Connected-*Node* Algorithm to MR Angiographic Data, J.OURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING 3.24-330(1992) に記載されている形式のボクセル接続ルーチンを用いて、最大異方性を有するボクセルを連結する。得られた神経または神経束のプロトトタイプは、整列周波数を高め、1つの画像面から次への不連續性を減少させる。

上述の三次元画像シーケンスに代わるものとして、マーブラの Rapid Three-Dimensional MR Imaging Using the FLA

SH Technique, 10 JOURNAL OF COMPUTER ASSISTED TOMOGRAPHY 363-368 (1986)に記載された形式の「三次元」撮像システムを用いて、データ獲得を行なうとともにである。このシーケンスの出力を、次に三次元データ収集を利用して処理し、撮像された空間における核からの透過を抽出する。所与のボクセルに対するD各計算し、例えば薄壁血管撮影図を発生するために用いられる、処理の結果は、実質的に上述のものと同一である。

三次元の神経構造を検索するために用いられたルーチンには無関係に、構造の既知の特性を参照することによって撮像を実施するようにも、システムよりデータ可能である。より具体的には、一旦所与の標的が所与の三次元画像内で識別されたなら、「エキスパート」システムよりは、支脈の構造を子測し、たとえ未知の位置においてでも、この構造内で併合することができる。次に、この情報を用いて発生された枝条のもっともらしさを試験し、必要であれば改良を加える。

vii. 脂肪削除及び拡散重み付けを組合せた結果

先に注記したように、筋肉と神経の双方は拡散異方性を有する。神経成分の比較的信号強度が低いものに拘らず、拡散分析は、通常に有益なエコノログラムを提供することは期待できなかった。しかしながら、脂肪削除と拡散重み付けと組合せて用いることは、両翼の神経画像の強調をもたらすのに非常に効果的であることが判った。

例示として、7 G/10の勾配強度及び 0 msのエコ...時間に対して、神経に垂直及び水平に配向されたパルス拡散重み付けを有する信号強度の相違に基づき、1?のエコノログラム信号強度 (S_{E}) 及び 7 の筋肉画像信号強度 (S_{M}) を計算した。同様に、2~4?の神経信号強度コントラスト・マップマスク Rを、比 $S_{\text{E}}/S_{\text{M}}$ として計算した。同様に、神経及び筋肉に対して垂直 (D_{\perp}) 及び平行 (D_{\parallel}) の拡散勾配に対する見かけ上の拡散係数の比を、次の通りである。

		各方向上の拡散係数 ($10^{-5} \text{ cm}^2/\text{sec}$)			
		筋肉	神経	筋肉	神経
D_{\perp}		1.17	0.65		
D_{\parallel}		2.08	2.00		
D_{\perp}/D_{\parallel}		1.9	—	3.1	—

これらの結果は、拡散異方性分析を行なった時、神経成分が筋肉成分よりも遥かに大きな相対強度変化を表わすことを示す。

拡散重み付けと組み合わせて用いた時の、脂肪削除の期待

しなかつたが明白な相乘作用の利点は、神経信号の異方性が実際増加し、脂肪成分が除去された時、画像の神経成分の顕著性が約 2.5 パーセント増大した。神経の顕著性の増大と脂肪の妨害の現象とが組み合わされて、神経画像の効率が大幅に高くなる。

完全には理解されないだろうが、脂肪削除と拡散重み付けとの間の相乗効果の関係を説明しておく。第 1 に、脂肪削除は神経のみかけ上の拡散異方性を増大させ、神経組織の方向において拡散重み付け勾配の利用を促進する。…例として、以下の表に示すように、脂肪及び「液体」の水分を除去した信号を用いて得た検査データでは、残りの画像信号の強度は、異方向に拡散する水分に大きく影響される。

C H E S S 適用 C H E S S 適用

	勾配方向		勾配方向	
	PE	PL	PE	PL
筋肉	1.4	3	1.8	1.8
神経	3.0	<8	>3.8	4.6
筋肉	1.4	3	1.8	1.8
神経	1.4	3	1.8	1.8

脂肪削除の相乗効果の表現は、磁化転移効果の表現として

も見ることができる。より具体的には、脂肪抑制シーケンスの脂肪パルスによる、例えば、神経周囲のミエリノ脂質上のプロトンの放射によって、脂肪パルスが脂肪と密接に関連のある水分子に転移し、非常に選択的な転移が可能となる。以後、これら分子は、裏方的に拡散する移動水アル(mobile water pool)に交換することができる。

v4. 検 TE/T E/T E処理

上述の拡散勾配の使用に代わって、対象領域によつては、比較的長いTE(エ回復時間)またはTR(繰り返し時間)を用いたスピノ・エコー・脂肪削除技術を用いて、神経画像の分離を适当に強調し、T E重み付け画像を得ることができ。この点について、脂肪削除の後、エコ…Fに残っている未記述的な成分を筋肉から戻す。抹消神経のTEは、筋肉のTEの約2倍であることが、本発明者によつて既に測定されているので、比較的長いTEまたはTRをスピノ・エコー・シーケンスに用いることによつて、筋肉の遮断を応答することができる。

この構造を採用した神経記録法システム14の基本動作は、TE正の初期化され、値が大きくなっていることを除いて、第4回及び第10回に示すものと同一である。この点について、操作者は、所望の画像が筋肉の存在によつて分離せられる可

能性があるか(例えば、患者の腹部の神経像)、または可能性がないか(例えば、CNS画像)を、最初に考慮することを要求されることもある。筋肉の妨害があり得るのであれば、50カ至100ミリ秒の間のTE、またはそれより長いものを、プロック100で初期設定する。選択する特徴のTEまたはTRは、隔壁のT E重み付けの度合いによつて左右される。また、システム14は、TE処理と拡散重み付けとを用いて別個に収集されたデータを比較し、それが最も結果を与えるか評価するように、プログラムすることができます。

長いTEを用いた撮影によつて得られる結果の例を、第18A図乃至第18D

図に、それをTEが30、40、60、100ミリ秒に等しい場合について示す。4、7テクノの場強度で生成された第18D図に示す兔の脳の画像では、神経は頭部内の他の筋肉の構造よりも明るくなっている。神経の強調性を増大さ

せる度合いは、10倍程度であり、画像をニューログラムの構成に明らかに使用可能とするものである。強調性が約1.1よりも低い場合も有用なことがあることは、認められよう。

長いTE処理の使用は、以前実現不可能であると思われていた。この点について、モーティーラのAnisotropy in Diffusion-Weighted MRI, 39 MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE

323,325(1991)に記載されているように、神経は、比較的長いTE時間で示すと信じられていた。しかしながら、驚くべきことに、測定を行つて、筋肉のTEは約27ミリ秒であったのに對し、抹消神経のTEは約53ミリ秒であり、これら2種類の組織に2倍の差があつた。

(3) 血管の削除

上述の脂肪削除及び筋肉削除技術に加えて、血管削除を用いてシステム14によって生成された画像のニューログラムの選択性を改善することができる。ゆつくりと動く血管の明るさのため、これがなければ有用なシーケンスにおいて、血管の削除は、長いシーケンス神経記録法とともに用いれば、特に効果がある。

種々の代替手段を用いて所望の血管削除を達成することができる。例えば、第

1の実施例では、脂肪コントラストまたはタイムオフライト(Time-of-flight)情報を用いて、血管を個別に抽出し、流れを基にしたMR血管撮影図を生成する。血管撮影図は、別のプログラム命令の下で、MRI1システム14を用いて、或は以下に述べる補助データ収集システム22によつて、生成することができる。次に、この血管撮影図をニューログラムから差し引き、血管のコントラストが完

美いTEを用いた撮影によつて得られる結果の例を、第18A図乃至第18D

図に、それをTEが30、40、60、100ミリ秒に等しい場合について示す。

撮影後の構造の識別に構造して既に述べたように、或る画像から除去すべき情報が、被験された画像において同じ輝度及び位置で、同一に表現されていない時、収容問題が発生する。血管撮影パルス・エコー・シーケンス(または以下に記載

卷之三

管の構造に幾らかの相違が予想される。この状況において登録エラーを回避する一つの方法は、通管機器側を、対応するニッパーCADムに正規化することである（即ち、通管撮影図上で識別された通管の断面において、丘陵湖盆に基づき通管撮影圖の構造を勘定する）。

、そして神経が眞理的暗く表わされる第1の画像を生成することである。この画像を、次に、接して用いて得られ、明るい神経と暗い血管とを表わす第2の画像から差し引く。

も、〔ツラッピ・ペール〕のものが好ましい（が絶対に必要ではない）。胆管狭窄症、十二指腸狭窄症等を発生するためには、減圧ステップを行なう必要性はなくなる。

これがである。このような技術の一つが、例えは、 λ と β のComparison off DMR Pulse Sequences with Heavily T₂-weighted SSequence in MR Imaging of the Brain, 185 RADIOLoX SUPP, 151 (1992)に記載された、流体緩衝反转回復 (FLAIR) である。

例えば、振動吸み付けを用いた上述の固溶処理技術のあるものは、振動する鋼塊の動きの悪影響を受けることがある。この現象で熱した母材の生成面側への混入（即ち、運動アーチファクト）を制限するために、幾つかの異なるハードウェアアダプタードライエアの構造に、弾性緩和法システムを用いることができる。

第18圖に示すように、画後情報の獲得は、端末本体によって測定された

政治家考叢の領域に對して、選挙官

卷之三

行なうことができる。點で本 1.5 は、アラミックまたはその他の非酸性材料で作られた堅い基台 1.5 8 を含む。基台 1.5 8 は、被検部領域に対して基準となる解剖フレームを与えるために設けられており、撮像部の空隙内に、通常は固定されるように設計されている。以下に更に詳細に記載するが、一旦神経記録技術システム 1.0 が当該領域を撮像したなら、基台 1.5 8 によって設けられた基準フレームによって、外科手術システム 2.8 のような他のシステムが、撮像された神経と既知の関係で、その基準フレームの中で動作することができる。以下に述べる非固定システムは、當て本内の皮膚表面に接着する基準マークを用いる。

壁面等フレーム 160は、ラッヂチャック等はその他の非構造性材料で作られ、基台 158に取り付けられて、当て木 156に対し構造的支持となる。1つ以上の基準マーク 162は、側面は、水を充填したゼースまたは直線的マーク等、フレーム 160及び/または基台 158上に設けて、発生された画像から判定する。好適な構成では、各マーク 162は当て木 156の長さに亘っているので、発生される各断面画像において目標可能である。マークまたは帶 162の少なくとも一方を、画像面の X-及び Z-軸に、ゼロでない角度で整合し、画像内の各特定位臵は、当て木に対する基準位置

ボンブ172が設けられており、押圧された時鐘器174からスリーブ164に液体を流入可能とし、スリーブを患者の皮膚に対して押圧し、被検査領域を固定する。解放バルブ176が、スリーブ164内の液体を時鐘器174に還流させ、スリーブ164内の圧力を弱める。

運動アーキファクトを低減することに加え、当て本156は幾つかの他の機能も有なう。まず、先に示唆したように、当て本156は、基準フレームを設け、これを医療システムへ

12の他の機械物が使用して、撮像された神経網に適正に関連した動作が、確実に行なわれるようになることができる。第2に、当て本156はシステム12による治療または外科手術の実行を首尾よく管理できるように、被検査領域を固定することが要求される場合がある。

当て本156の第3の機能は、エッジ効果の低減であり、これがなければ脂肪削除を用いる場合に、エッジ効果が起こる可能性がある。この点について、被検査領域の表面（即ち、患者の皮膚）は、撮像される物質の性質を帯びて、急激な遷移を起こす。この組織と空気との界面に起因する場の非均一性は、患者の表面の脂肪組織内の脂肪信号が、神経を取り囲む深層にある脂肪に対して、周波数の拡散及び／またはそれを生じる原因となる。しかしながら、脂肪削除の所要の効果は、神経組織に隣接する下部組織からの信号が撮像されないようにすることができる。薄く可撓性のあるヨリエザレンまたはその他のプラスチックをスリーブ164に接用し、物質166に常識的にデータされた水を採用することによって、被検査領域の表面に入り込むこれらのエッジ効果を、神経組織に対して、1-5乃至10程度に低減する。

加えて、当て本を特別に設計し、連続撮像の解剖症の身体領域を移動させて、手足の連続的な走行的再観察を導入する

ことができる。この運動は油圧システムによって外部から制御し、先端マイバによるフィードバックを用いて再配管を調節することもできる。このようにして、一連の剥離された位置における手足の一連の画像を収集することができる。後に

これらを組み合わせて、肢の戻骨に關して、動きの間に神経に加わる応力及び衝撃の力学的復原を与えることができる。

運動アーキファクトは、神経記録技術システム10を制御するために用いられるソフトウェアによつても、対処可能である。この点について、MRIに対して通常はエコー振幅を確保するために、1つのパルス・モードが開始される前に正確な磁気モーメントは、典型的に、次のパルス・モードが開始される前にその平衡値附近に戻ることができなければならぬ。この要素は、撮像に典型的に必要なパルス・モードの全数と組み合せで、典型的に、比較的長い時間期間（例えば、1分至20分程度、またはそれ以上）に亘って、データ収集を行なわせる。データ収集プロセス中に、患者が大きく動く可能性は、データ収集に必要な時間に直接比例することを理解されるであろう。処理されたデータの収集を制御するソフトウェアを最適化して、運動アーキファクトの強度に影響を与える遅れの少なくとも或るものを作成させるようにする。上述の構成では、

多數の異なる画像からの情報を利用して、運動的に最終画像を生成することもできる。例えば、複数ニュークログラムは、典型的に、直交軸間勾配を用いて得られた2つの画像からの情報を使って、画素毎に（またはボクセル毎に）発生される。一連の画像をインターリーフして所々の画素についてのデータを各軸間勾配に対して収集し、それから他の画素についてのデータを収集することにより、複数プロセスが運動アーキファクトに影響される可能性を低減する。同様に、多數の画像を異なる勾配強度で収集し、所々の画素またはボクセルについて並列化を許す場合、勾配選択プロセスの一部として、絶ての勾配強度に対するある画素におけるデータを収集し、それから他の画素についてのデータを収集することによって、計算が運動アーキファクトに影響される可能性を低減することができる。このように、靠り閑及び第10閑に描いた比較的単純なデータ収集プロセスではあるが、軽微な構造では、次に進む前に所々の画素について情報を統合して完全に離れて送すのではなく、各接線における幾つかの画素のデータを収集する事によつて、データ収集をインターりーフする。

筋膜の動き削除を導るために用いられる他の技術は、或る周期的な動きの遅延を示すことに基づくものであり、これは、例えば、補助データ収集システム2によって監視する

ことができる。例えば、被検者患者の筋膜によっては、患者の心拍数の呼吸は減る動きを発生し、それが当て本156によって削除される。システム2から得られるこれら源の筋膜性に関する情報を使って、コンピュータ2は、一連のデータ収集を調節し、筋膜及びエコー・バルスが、筋膜源によって発せられた動きに適応した一貫性のある時点で生じるようにすることができる。

MRIにおいて呼吸運動データアダプタを低減するための1つの技術が、アメリカ合衆国特許第4,930,508号(シモニラ)に開示されている。一方、神経記録法システム10は、二酸化炭素出力の質屋スペクトロメータによる監視、胸板の動きの若アドバイスによる解析、または音動音響分析を用いた血管聽診器による音響監視を含む種々の技術と共に用いることができる。

(c) 小束識別及び神経の強調

神経部線法システム10の他の特徴は、個々の神経小束を撮像できる能力である。例えば、整相アレイ・コイル62またはその他の高解像度MR1システムを用いてBシーケンスと共に用いると、個々の神経小束が、神経内及び小束間の抹消及び神経弓突起(epineurial)組織よりもかなり明るく現われ、神経は多数の小束構造として現われる。

…例として、神経移植を行なった患者の神経内の小束を表わした神経画像を、第20図、第21図及び第22図に示す。これらの画像は、1.5テスラのMR1システム(GE Medical Systemsより販売されているSigma System 5.2.5 software release)を、標準1ガウス/cm²勾配及GT上級の形式の整相アレイBコイル・システムと共に用いて得たものである。TRが5.00 ms、TEが1.0 ms、及び8エコー・シーケンスの「高輝」スピーンエコー・シーケンスを用い、脂肪削除及び油膏削除のための脂肪RFバルスを行なった。

2回のエコーは姿勢を用いて、Z軸の輪方向連続画像を生成した。一方の速

速画像は、断面の厚さ3ミリ、 512×512 マトリクス、1ミリ間隔、及びネック(筋膜の数)の24枚で構成されている。第2の連続画像は、輪方向の断面の厚さ3ミリ、 256×256 マトリクス、0.5ミリ間隔、及び2ネックの4枚で構成されている。視野は18 cm²、獲得時間は両方の連続画像について10分であった。

第2の連続画像は、各部分における座骨神経周囲の直径約2 cmの幅円形対象領域を(半動で)選択することによって、後処理を施した。この対象領域は、更に複雑な上述の分析並脂削除機構の使用を必要とせずに、血管を消去するために選択されたものである。

授乳画像は、GE Medical Systemsによって供給されているSystem 5.1 (IVI)の一端として人手可能な、最大解像度撮影(MIP)アルゴリズムを用い、ことによって、得ることができた。得られたエニーログラムは、座骨神経の脛骨筋肉と外科的に配置した脂肪(fat)神経移植物との間の界面を示す。第19図及び第20図で徐々に拡大して神経を示し、第21図で移植物を含む神経の輪方向投影を示す。付加的な恩恵として、この撮像プロトコルは、小束間の神経内の組織からの信号を弱め、神経の個々の小束(i)の輪郭を目立たせることがある。

神経記録法システム10の小束を撮像する能力は、幾つかの理由から重要なものである。第1に、小束の撮像によって、病気の痕跡のために神経の内部組織を観察及び分析することができる。第2に、小束の撮像によって、病気の痕跡のために神経の内部組織を観察及び分析することができる。ニユーログラムの診断に対する有用性が高まる。この観察及び分析は、以下に更に詳細に記載する診断システム24の動作の一部として、操作者によってまたは自動的に、しかも視覚的に行なえることは、認められよう。

第2に、この特許の内部組織を用いれば、特定の神経の異常性又は信号強度が緩和し得る程高くなない時でも、撮像プロセスにおいて神経の遷移性や強調を加えることができる。よ

り具体的には、血管、リンパ管、リンパ節、及び脂肪組織の集合体は、多くの場

合、断面画像中では、神経と同様の形状、位置及び輝度となる。しかしながら、これらの組織の内、神経のような内部小構造を呈するものはない。

…例として、小葉の識別及び神経の確認を使用して、以下のように、臓膜な画像において神経を他の構造から区別することができる。まず、しきい値アプロセスを用いて、神経を表わす可能性のある、画像の比較的明るい領域を識別する。これらの領域の境界を決定して、各領域に関連する要素の輝度を評価し、それら領域の平均画像輝度を計算する。

ある領域内の所与の要素の輝度が、平均輝度より低い所対数より大きければ、その要素に関連する構造は、小葉の可能性がある。しかしながら、小葉構造を表わすこのような要素群の所与の総数のシーケンスの1つ以上が識別された時にのみ、積極的な小葉の識別を行なう。例えば、互に隣接しこの基準を満足しない要素によって少なくとも一方側が接している、少なくとも3つのこのような要素の集合が見つからないればならない。

この分析の結果を用いて、例えば、血管やリンパ管に關連する領域から、神経に關連する明るい領域を區別することができる。小葉識別パラメータを満足しない領域の画像の輝度

を次に0に調整し、これら複雑な構造を効果的に画像から除外してもよい。また、神経放射線技術または他の専門家がこの情報を用いて、神経記録システムが投影エコー・ログラムを描写できるような対象空間を選択することができる。

(d) 各々の神経強調技術

上述の神経記録法システム10の種々の実施の具体例及び特徴を梗概して、他の手法を神経識別及び強調に組み込むことが可能である。

例えは、磁化転移パルス、シーケンスを用いて、脂肪削除の処理をした後に、神経強調を強化することができる。磁化転移は、化学的にシフトしたプロトンを「共振しない(offresonance)」パルスで励起することを含む。短いT₂の等方性に拡散する水分子(T₂ isotropically diffusing water compartment)内のこれらプロトンは、長いT₁の等方性に拡散する区分に変化する。こうする際に、それは高い強度の磁化信号と共に微減し、周囲の神経組織に強化の転移を誘発

し、画像におけるその顯著性を高める。神経は、ミエリン鞘内の其導しない比較的安定したプロトンと、細胞原形質水(exoplasmic water)の共鳴する運動プロトンとの間の頻率的な交換を示すことができる。一方、筋肉は、大きな共鳴しないプロトンのペールでは、比肩し得る程度には、交換を示さ

ない。磁化転移パルス・シーケンスは、脂肪削除に既に強調方法を用いてこの神経と筋肉との間の感度の差を利用し、相乘的に同時に2つの方法で画像の神経記録輝度を改善するよう設計されたものである。

代わりに他のパルス・シーケンスを用いることもできる。例えは、パッカの脂肪削除(steady-state free precession) (SSFP)を用いることである。しかししながら、脂肪削除を達成するには、SSFPを変更して脂肪プロトトンに含まれるようにする。同様に、ミュゼルのThree Dimensional magnetization prepared Rapid Gradient-Echo Imaging (3D MR RAGE), 15 MAG RES MED 152-157 (1990)に記載されているように、T₁のコントラストを改善するように変更すれば、磁化された迅速勾配エコー(demagnetization prepared rapid gradient echo) (MRP-RAGE) シーケンスを用いることができる。加えて、神経の選択性は、プロトトン高濃度交換またはT₁弛緩率を用いることによって、達成することができる。

ニードルグラムを発生するための更に別の技術に、神経組織

組織体(endoneurial fluid)の遅い流速性の流れに適応するように、シーケンスを強調化して用いるものがある。これらのシーケンスは、漏れの末端側に近いために、そして本来漏れを抑制と医療するために開発された技術を用いて監視することができる遅い流れのために、唯一の信号を発生することができる。このような技術には、例えは、エーマンらの�声artifact reduction in MRI: A Review of the Roles of Gradient Moment Nulling and Spatial Pre-saturation, J MAG G. RES. MED. 293-307 (1990)、及びモランのA flow velocity zonangiographic Int

erface for MR Imaging, TR&S, 18, 197-203 (1982)に記載されているような

、勾配モーメントの零化(gradient moment nulling)による速度補償が含まれる。

3. 医療システムの構成と動作

先に述べたように、神経記録法システム 1.0 は、より広い医療システム 1.2 の一機械物である。システム 1.2 の残りの機械物については、次の章でより詳しく記載する。これらの機械物は、例えばホスト処理システム 3.2 またはシステム 1.2 の個々の機械の処理システムによって実行されるソフトウェア命令に従って、神経記録法システム 1.0 に情報を与えると共に、そこからの情報を処理し、表情神経の振幅以降。

この種々の機能を達成するものである。

(a) 神経データ収集システム

補助データ収集システム 2.2 は、種々の異なる形式のどれを取ることもできる。例えば、先に示唆したように、システム 2.2 は、システム 1.0 によって生成された画像内にある構造に関する補足情報を収集するよう記述することもできる。

このようなシステムの例には、神経除去(degeneration)または筋肉の機能喪失による筋筋肉信号の領域表示するために、血管撮影または S T I R シーケンスにおいて用いるのに適した標準のマルチエコー・シーケンスを用いた二系統 M R I システム、脳及び/または組織の画像データが発生する際に用いるのに適した X 線撮像システム、神経的に搬送された薬剤の進展を示すための電位式センサやニンギン・システム、または造影剤リバーバ管データを収集するための C T システムが含まれる。また、C T 及び M R I を用いて見ることができ基準マーク(例えば、水内の方...ド造影剤)で当て本(split line)に形成し、システム 1.0 及び 2.2 からの情報を統合することができる。

補足情報を使って、画像内の構造に関する内容を圧縮し、神経選択性をさらに大きくすることができる。例えば、血管撮影用いて、エヌ...ロゴラムから血管に関する内容を簡

表したり、色を基準に神経と血管とを区別することができる。また、非神経構造は既既に全体的に存在しないので、追加情報を使って、血管などの特定の構造を、エヌ...ロゴラムに明確に付け加えてもよい。神経構造を評価するために見る M R 画像に構造を加えることは、神経波形成分の信号内容が貧弱であったため、簡単技術のシステムでは事实上考えられなかつたことは認められよう。

データ収集システム 2.2 の別の形式を用いて、神経記録法システム 1.0 の動作を制御する際に用いる、患者に関する情報を収集し、その出力を変更しないようにもよい。このようなシステムの例には、患者の心拍や呼吸に対してシステム 1.0 のデータ収集連続処理のタイミングを合わせるために用いる、浅葉の心拍及び呼吸モニタが含まれる。

関心のあるデータ収集システム 2.2 の最後の形式は、神経網についての補足情報を収集するための設計されたものである。例えば、システム 2.2 は、神経移動速度(Nerve conduction velocity)(NCV)を示し、この NCV の変化が生じた大体の場所や磁気刺激への NCV の応答を含む、出力を生成するように構成することもできる。呼び出された電位電極または磁気 Q U I D 検出器からの情報を収集して、多人力表示のために統合することもできる。

b. 診断システム

診断システム 2.4 は、神経記録法システム 1.0 によって発生されるエヌ...ロゴラムやその他の情報(D-Y-T, 等)を処理し、担当の外科医に、例えば、神経異常の診断を与えるために選択される。また、システム 2.4 は、診断を行なったり、手術の必要性または成功の可能性を評価する際に外科医を協力すること也可能である。実施例では、単に外科医の診断を確認したり、質問するためのみに、システム 2.0 を用いることもできる。

...例として、問題となっている神経の電流が普通に生じているか診断が難しい領域の 1 つに、脊椎管(spinal canal)がある。第 3 図の椎骨の断面図に示すように、対象領域は、比較的高い生理学的複雑性を呈している。図示の構造は、椎間板ヘルニア(HD)、圧縮された左脊椎管(LSR)、棘突起(SP)、繊維鞘(AP)、頸椎(NP)、自律神経(G)、前根(LVR)、後根(VR)

A)、横突起 (T P)、脊髄枝 (D R A)、脊髄根神経節 (D R G)、小脳扁桃 (P)、背側板 (D R O)、硬膜外脂肪 (E F)、馬尾内膜 (R C E)、硬膜包 (D S)、及び脊液 (C F) を含む。

この図で、最も興味深い 2 つの構造が、左脊髓根 (L S R) 及び右脊髓根 (L V R) であり、これらは双方とも椎間板ヘルニア

より (H D) からの圧迫の危険性がある。双方の神経は、硬膜外脂肪 (E F) を通過しているが、骨に押されており、X 線を基にした撮影によって、観察することができる。双方の神経は、また、椎間板 (H D) の強水信号 (strong water sign a), 硬膜包 (D S) 内の脊液 (C F)、及びその他の膨脹した組織 (…一般的に用いられる磁気共鳴技術では画像の解像度及び画質を低下させることがよくある) に接続している。

診断対象の左脊髓根 (L S R) 及び右脊髓根 (L V R) は、その近くにある多くの解剖学的構造に接して小さい。また、これらの根は互いにはほぼ垂直である。この撮影に共通する問題は、神経記録法システム 1.0 を用い、脂肪削除を採用し、次に左脊髓根 (L S R) 及び右脊髓根 (L V R) のいずれかを強調するようにバース状抜取勾配を配向し、各々が所与の画像内で明確に見えるようにすることができる。いすれかの根が圧迫されているなら、その画像は物理的な変形、または圧迫による歪曲を示すことになり、それ自体が構造上の変化、または圧迫の臨機的の信号強度の変化として現われる。

選択性及びシステム 1.0 によって生成された二...ロジックの解像度のために、外科医がそれらを評価して、存在するいかなる神経の異常を診断できることは認められよう。加えて、システム 1.0 によって生成された画像を診断システム 2.4 で分析して、例えば、圧迫または炎症の証拠を検出したり、適切な診断を行なうことも可能である。

システム 2.4 の動作は、部分的に、評価すべき条件によって異なる。一実施例では、操作者は、最初にシステム 2.4 に含まれる陰極線管 (C R T) 表示装置上、

に発生される二または三枚元画像を見て、カーソルを用いて評価すべき部位の撮像された神経を識別する。また、操作者は検出すべき特定のタイプの異常に人力することができる。

次に、システム 2.4 は、しきい値アプロセスを用いて、専用可能な二枚元画像の各々において、撮像された神経の境界を決定する。これらの境界を、次に画像毎に比較して、対象である脊索の異常に関連する形状の不連続または変化を見つける。例えば、事象によって撮像した神経にこの分析を用いると、その神経は、そうでなければ現われることが予想されるある画像から、完全に消失することがある。システム 2.4 は、このような領域も容易に識別することができる、外科医は、その異常に関する正確な位置情報を与えることができる。

同様に、外科医は、あまり現われない神経の境界または強度の変化に関する状態に想いがあるかもしれない。システム 2.4 は、隣接する神経領域の平均輝度、ならびに陰極領域の

大きさ及び形状を示す出力を、画像毎に容易に発生することができる。次に、この情報を使って、圧迫のような異常を抽出することができる。

1 つの構成では、カーソルを用いて、C R T 上 (例えば、「通常の」神経断面図に関連する) の対象となる基準境界を初期化し、システム 2.4 が用いるようにすることができる。次に、システム 2.4 は、後続の画像における実際の神経の境界を、基準境界と比較して、神経圧迫の程度を突き止め、その量を抽出する。この異常の発現化によって、外科医は神経の回復度を監視し、提供する治療の有効性を評価することができる。

システム 2.4 によって用いることができる他の手段は、損傷を受けた神経によって示される、T₁のみかけ上の増加に基づくものである。より具体的には、初期状態の「T₁」分析または画像の複数重み付けを行って、総ての神経構造を観察することができる。次に、T₁を約 1.0 ミリ秒に延長して、損傷している神経のみを強調する。

例えば脊髄や関節の損傷の手筋術前に用いるための別の手法とは、脂肪成分が選択的に表示されたり炎りの組織が削除されている画像の分析を使うものがあ

る。この手法は、皮膚、脂肪の集合、及び骨骼の存在により骨(多くの場所において)の表示を強調する。このような画像を収集して、神経を表示するのに用いられる以外の色を割り当てると、同じ三次元構造において2つの画像が搭き重なって見える。結果として、外科医は、神経と骨との間の物理的関係に関する有用な情報を得ることができ。この情報は、骨折及び関節の損傷を評価及び処置する際に最も重要なものである。

用途によっては、造影剤を用いて、対象となる異常を相乘的に強調することもできる。また、神経は画像内では明るく現われ分割されるので、神経内医療影像を操作することによって、神経の1つを選択的に消去するほうが分かりやすいことがある。

神経記録法システム1.0の出力を分析することに加えて、診断システム2.4はシステム1.0にアドバイスを加えて、用いるパラメータを生じられる情報を強調することもできる。例えば、神経圧迫、切開、破壊、または神経の部位を想像している場合、神経緩和液及び神経硬膜液における変化が、T₁を基にしたまたは他の神経記録法動作を用いる時、信号強度の増加を監視することによって、容易に検出される。

ここでは詳細には記載しないが、様々な異なる診断への応用を考えられる。それには次のものが含まれる。

1. 患者の末梢、脳、自律神経及び神経集団解剖像の表示。

2. 患者の脊髄解剖像、特に、頸部及び腰部脊髄及ぶ神経の表示。
3. 腹部の脊髄解剖像、特に、頭部、胸部及び腰部脊髄及ぶ神経の表示。
4. 腹部の脊髄解剖像、特に、頭部、胸部及び腰部脊髄及ぶ神経の表示。

5. 脊髄、骨髓またはその他の既存特性的異常な変化が、神経離断、脱離疾患、神経症、多くの運動性、末梢神経障害及び神経、有害なアロセスによって起こされた場合の、患者の神経、集団、骨の圧迫または損傷の表示、及び神経の再成長の監視。

6. 異常に発達する皮質脊髄路(corticospinal motor tracts)または他の機能的白質路(cortico-spiral motor tracts)または他の機能的白質路(functional white matter tracts)の位置を知ることが有用な場合、脊椎内の腫瘍または他の塊状物の位置の判定。

7. 脈絡網の脂肪またはその角膜への経路上の脂肪を通して、皮質の、視神経の詳細構造、脳の伸長の表示。

8. 放射線技師、外科医または専門医の研究のため、そして特に、運動性帯(motor strip)または音節に関連する領域のような「聴覚性皮質(eloquent cortex)」の領域の位置の識別のために有用な画像を与えるための、脳内の東の辺縁。この方法は、視床または内部きらめく脳の適切な領域の空間的識別を含み、そして皮質表面上の対側領域への東の投影、または皮質表面上の他の領域とそれらの関連を参照することによる、対象領域の識別が続く。例えば、音語皮質放散器(speech cortex projection tracts)は、音語皮質に関連があることがわかっている領域から、脳我々または物が適正な神経機能を離れていている可能性のある他の領域へ(またはこれを通過して)続くことができる。

9. 脳覚神経を通じる第7神経の通路のような神経について、これらが脳幹脇膜異常性の脳膜を通過する場合を追跡し、外科医が脳膜内またはこれに隣接する神経の位置を知り、その脳膜の手術中神経を避ける能力を持たせることができる。

10. 頭部の腫瘍において起こるような、散在性神経損傷(diffuse axonal injury)の詳細のために、拡散異常撮像を適用する。

11. 骨折及び脱臼、または異常の詳細な遠隔領域内の神経路を知ることによって、外科医の計画、管理及び固定に有益であるような脱臼/骨折の評価。

(第7神経)、重要な副臓(第10神経)またはその他の脳神経疾患の原因となり得る、血管または他の構造による仕事に対する患者の脳神経の検査。

3. 治療システム

先に注記したように、治療システム 26 を用いて、神経記録法システム 10 または医療システム 12 の他の機械物からの情報を処理し、患者の治療をよりよく管理できるようにする。例えば、システム 26 は、神経記録法システム 10 からファーミドバックを用い、その動作を抑制する装置製造システム、または電流刺激システムである。このように、神経記録法データを用いて刺激または記録情報を遮断し、より正確な神経伝導速度 (NCV) または誘導電位検査を行うことができる。治療のためには、路 (tract) 情報は、移動組織の配備、または術床内に収束を起こし得る異常活動の領域の病状のため、補助を行なうことができる。

d. 外科手術システム

外科手術システム 28 は、システム 10 からの神経記録法情報を用いて、右う可能のある種々の外科手術のいずれかに影響を与える。得られた情報を使って、手術中に神経を避けたり、必要な神経手術を位置及び性質を確認することができる。外科手術システム 28 の動作は、システム 10 からのファーミドバックに応答して自動的に制御されるか、或は外科

医が自分で与えられた情報を見直し、それを基に手動で制御することもできる。

一例挙げでは、手術を行なう患者の領域は、上肢の当て木上 156 に配置される。当て木 (splitter) 156 の開放領域 170 は、手術の実行中、当て木 156 が外側手術システム 28 を妨害しないことを保証するように設計され、かつ配置されなければならない。そして、当て木 156 を当てる、神経記録法システム 10 から映像データを収集する。先に注記したように、神経記録法システム 10 の処理システム 16 は、三次元の数据座標を設け、当て木の基台 158 及び基準マーク 162 を参照して、神経のそれらの経路に沿った位置を記述する。

実行する手術の性質によって、補助データ収集システム 22 からの出力も必要となることがある。例えば、システム 28 を用いて撮像された頭頸部の骨に手術をする場合、システム 22 は骨の解剖構造を発生することを要請されることがある。また、患者を CT スキャナに搬送し、骨の画像を用意することもある。MR I の当て木 156 は、この付加情報が収集される間接者が取扱われるが、二次画像から

位置情報を引き出すため、そして発生された 2 つの画像間で必要な登録を行なうために、マーカの追加 (例えば、CT X 線のためのチヨードまたはヨード溶液) が必要とされる。

画像情報は、第 2-4 図に示す、外科手術システムプロセッサ 178 のメモリに記憶される。以下により詳細に記載するが、好適な構成では、プロセッサ 178 は、ある座標系で行われる外科手術の案内を行なうようにプログラミされ、この座標系は画像座標系を参照する。当て木 156 の基台 158 は、外科手術システム 28 に含まれるプラットフォーム 180 に固定され、画像において用いられる座標系とシステム 28 によって用いられる座標系との間に固定関係を有する。次に、この座標システムは三次元空間のコントローラー、モデルを用いて、プロセッサ 178 によって運営される。マーカの正確な位置決めを確保するための手術において、確認用距離を用いることも便利である。

交連手術用アーム (articulated surgical arm) 182 が、プラットフォーム 180 に結合される。これはその自由端にスライス 184 (例えは焦点が合ったレンズ) およびドリルのような外科的器材) を有する。アーム 182 は、いずれの選択点にも、または、プロセッサ 178 からの出力に応答して手術環境に搬送して運営されるいずれかの運搬された経路に沿ってでも、電気的または空気的に移動することができる。従って、アーム 182 の位置は、プロセッサ 178 によって印加される制御能力によって追跡することができる。別個の座標を基にした、またはレーザーを基にしたシステムも、衝突であれば、用いることができることは、認められよう。

好適実施例では、外科手術過程中、撮像される神経網及びその他の網は、システム表示装置 186 上に写し出される。外科医は、手術中、解剖学的構造に対するシステムの位置を目で追いながら、例えばジョイスティック、電子タブレット、またはその他の入力装置 188 によって、スライス 184 を導く。この撮像

代わって、リアル・タイムに撮られた断後フィードバック・データを用いて、視覚的確認を得ることも可能である。例えば、ウォーンントンらのThe Clinical Applications of Echo Planar Imaging in Neuroradiology, 32 NEURORADIOLOGY 367-370(1990)に記載されている、エコー・フレーナ映像のよう、高速MRIテクノロジー撮像速度を用いれば、高速に映像を更新することができる。得られた映像を表示する際、外科医は適切な名前を与えた非磁気的プローブが体内に進入するのが、リアル・タイムで観察することができる。ものと遅い映像収集プロセスを用いる場合、前記プローブを

たは装置は、…速い映像が取り込まれるに連れて、段階的に進んでいく。いずれの場合でも、神経組織法映像は、不透明で硬い身体構造内側の敏感な神経組織の明確な映像を、又線状映像と全く同じであるが、神経路に関する情報も合せて、外科医に与えることができる。

外科手術中外科医がシステム2.8の動作を制御しなければならないのに代わって、コンピュータによって導かれる定位機能または機能システムを用いてもよい。

この点について、外科医は、スタイルマスの経路及び行わる手術に対して適切な動作を含む、行なわれる手術の性質を識別する入力を、プロセッサ1.7.8に与える。これらのステップは、非結合状態のアーム1.8.2を用いて行なうことができ、手術の手順を確認する前に、外科医が手術のシミュレーションを行なったり、映像上でスタイルスの経路を目視することができる。一旦確認されれば、プロセッサ1.7.8に命令を与え、実際の外科手術の操作室の経路にアーム1.8.2を自動的に導くことができる。

外科手術システム2.8を使用すれば、現在用いられている「神経については首目の」外科手術システムに比して、多くの重要な利点を得ることができる。例えども、神経を容易に撮像できるので、外科医はいかなる神経状態でもよりよく評価することができ、装置を施したり、手術の計画を変更することも可能である。加えて、神経に対するスタイルス1.8.2の位置を容易に撮像することができ、手術が行なわれる前に確認できるので、スタイルスが偶然神経路に進入してしまうと

いうような事故が回避される。

上述の実施例では当て木1.5.6を用いてエヌードゲーテムと外科手術システム2.8との基準フレーム間の連携を得るようにしたが、必ずしもこうしなくともよい。例えば、特に運動アーチファクトの可能性が比較的小ない場合、基準マークを直捷身体に（例えば、膝前の感覺及び運動神経に関係する時には頭部または脚面、また腹部神経根に関係する時には、腰骨及び腰椎棘突起に隣接して）貼り付けることができる。

このような基準マークを用いたコンピュータ説教式外科手術システム2.8を使用することは、脳、胸部、及び腰椎の手術では特に重要なことと信じられている。

この点について、システム2.8は、例えば、解放すべき奸症の圧迫が實際は腰部4／5根であるのに、不注意で腰部3／4根に対して減圧してしまった場合のように、「良い」手術ではあるが、悪いレベルで行なうという問題をなくすことができる。脊椎に対する作用についてば、元の映像を、システム2.8によつて感知されるように、患者の背中にマークで止めた基準マークを

及び強調してマークした基準マーク帯と共に収集し、手術中スタイルス1.8.2の位置付けを行なうことができる。

外科手術システム2.8の種々の構成物は種々の方法で変更可能なことは認められよう。例えば、スタイルス1.8.2は、神経的作用を検出するようには構成された、電界の表面検出器または神経作用の磁気誘導器を含んでいてもよい。このようない装置の例には、体性感覚誘導電位(somatosensory evoked potentials)または磁気誘導システムが含まれる。結果として、スタイルス1.8.2の実施例によつて提供される神経検出によつて、確認すべきエヌードゲーテムを参照して決定された神経に關して、スタイルスを位置付けることが可能となる。

特に重要な神経手術システム2.8の応用の一つに、首の手術がある。このタイプの外科手術には、例えば、内部筋膜筋からストレーナーを作じるブラークを除去することができる、装置を施したり、手術の計画を変更することも可能である。加えて、神経に対するスタイルス1.8.2の位置を容易に撮像することができ、手術が行なわれる前に確認できるので、スタイルスが偶然神経路に進入してしまうと

界になる。最適なのは、手術ニユーログラムを用いて、皮膚神経の経路を表示し、外科医がそれを最も効果的に避けるか、少なくとも手術中それを識別し保護できるようにすることである。

ニユーログラムによる説明は、経皮針による障害の生体組織検査、または組織を除去するのに用いられる超音波または他の機械的装置のような、より洗練された経皮システムの装置のために用いることができる。一例として、このような手術には、椎間板切除術、レーザー断面システムの際、第3腰神経の神経節溶解のような手順に用いられるTAP病巣装置の配置、深部組織に配された薬品の管理、ジアデルミー、寒冷療法、またはその他の物理的または機械的技術が含まれる。また、ニユーログラムによる説明は、硬膜内視鏡の狭い組織を通達する経路を制御するため、または方向付け可能な可搬性内視鏡の経路を制御するために用いることもできる。

外科手術システム28の更に別の重要な用途は、脳内の定位手術を説明するためのCNSニユーログラムの使用にある。現在、T1またはTMR1によって目視可能な組織構造を用いて、定位手術を説明している。一方、CNSニユーログラムは、対象となる特定の路の接続または関係に関する情報を与える。これらの路は他の路内を通るので、これらは従来の組織に基づく画像によつては识别できないのである。

e. 脳縫及び開創システム

脳縫及び開創システム30は、神経記録法システム10から収集した情報を処理するように設計された種々の形状のあらわしである。

脳縫及び開創システム30は、神経記録法システム10から収集した情報を処理するように設計された種々の形状のあらわしである。一つの例では、ニユーログラムからの情報が、種々の製品の設計に用いること尽可能にする。例えば、システム10によつて生成されたニユーログラムは、人間工学的家具、高圧空気(High gravity air)または空間工芸装置(space craft statis)、特別装備等、スクリーン、データ、及び種々の機器の電子的な装置の設計者にとって、非常に有用な情報である。

これらは、外科医等の患者に対するための、通常及び異常な神経路の解剖学的範囲を生成する。ある患者から得た画像を、神経開創における医学的に知られている割合と比較し、ある条件で外科手術を受けるように設定された患者の神経路の異常を素早く識別することができる。結果として、外科医は自身の技術を改変し、手術の分野で起り得る神経への損傷の危険性を低減するこ

とができる。同様に、個々の患者の皮膚や皮膚神経のニユーログラム地図を用いて、外科医の初期の計画を助けることができる。慣習的な外科の切開中に皮膚神経を過つて切断し、皮膚の下の組織に達してしまうというより、よく見られる事故を回避することができる。

他の実施例では、訓練及び開発システム30は、神経記録法システム10によつて用いられるプログラミングの有効性を評価するように設計することができる、更にシステム10にフィードバックを与える。その動作を複数するとと共に、結果されるニユーログラムの質を高めることができる。より具体的には、一旦神経を正確に識別可能なシーケンスを採用したなら、他のシーケンスを用いて、それらの結果を確認された方法と比較することができる。結果として、技術の収集がもたらされ、各ニーケンスが最高の性能を発揮する条件と共に、それと神経記録法システムにプログラムすることができる。

他の訓練及び開発システム30の代替案を用いて、神経圧迫の診断を補助するためには設計された、神経阻害物造影剤を評価することもできる。より具体的には、このような訓練及び開発システム30を用いて、異なる造影剤を用いて生成された画像のコントラストを数量化し、優先的神経異常を同様化する。結果として、システム30は、将来的神経撮像の問題に最も結果を与える造影剤を識別することができる。

…例として、椅子の入門工学的設計では、システム30は、当該椅子によって

機械される重要な変えが神経路と一致しないことを、関係する網膜に反映するようになつて、アログラムされる。これは、極めて人の神経網や、荷物の数学的モデルに重ね合わせ、主張がなされる。網膜から網膜の断面内に並ぶ各支持柱で記しておれば、

、画面上でフラグ(flag)を発生することによって、行なうことができる。結果として、この椅子の設計は神経の伝達を阻害するより操作することができる。

る。より具体的には、システム 10 からの情報を用いて、例えば、弱衝された神経に接続して電子的検出器を配置し、人工器官によって描かれた映像に弱衝された神経の活動を検出することができる。この検出された神経の活動を用いて

卷之三

原則として、他の目的物または対象が上述の神経持続に適応する特徴を有するのであれば、上述のMRI技術を用いて、当該目的物または対象の選択的撮像を行なうことができる。例えば、いずれかの部分において被験者性を有する目的物は、披散重み付けを用いて撮像することができる。このように、医学では、例えば、心臓血管等のようにして撮像する。

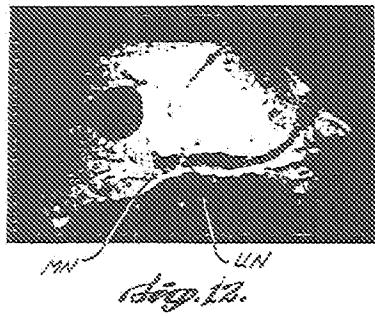
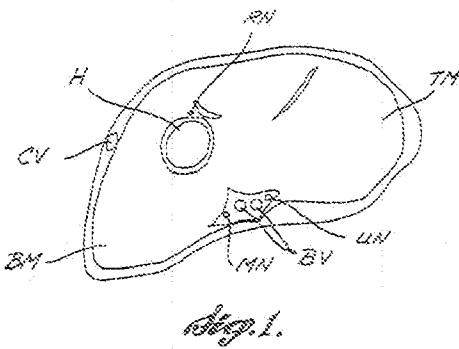
ことができる。更にこの技術を用いて、地質学的性質を求めるのであれば、例えヨンカ、ストラーナ(stone strata)や植物(plants)を検査することもできる。

運動トレーナー、痛み専門の専門家には大きな障害であった。以前でも神経を離脱する脳炎から区別することが特として可能ではあったが、神経を他の全構造から区別するシステム 1.0 の脊髄の能力は、素晴らしい進歩を表すものである。システム 1.0 の感度によって、最も小さい神経でも精度高く識別し、運営させて神経網の三次元像を形成することができる。避難剤を必要とするところなく、神経記録情報を素早く収集することができる。

本説明の好適実施例を例示し記載したが、本説明の構成及び範囲を逸脱する二

となく、種々の慶祝活動がおこなわれた。

三



(73)

特深井8 - 5.0.0.0.2.1

{图 13}

{图 2}

(74)

特深井8 - 5.0.0.0.2.1

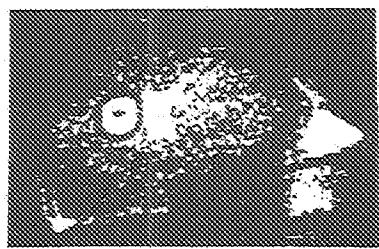


Fig. 13.B.

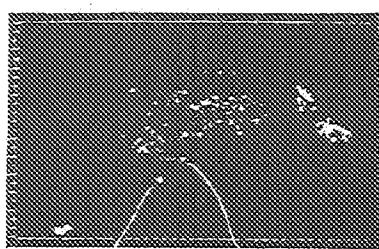


Fig. 13.A.

{图 3}



Fig. 3.

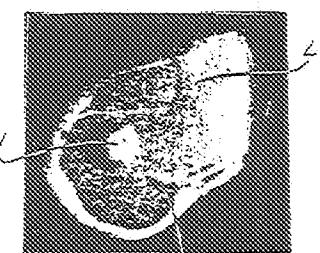


Fig. 21.

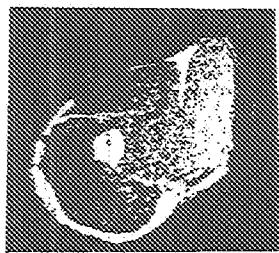


Fig. 23.

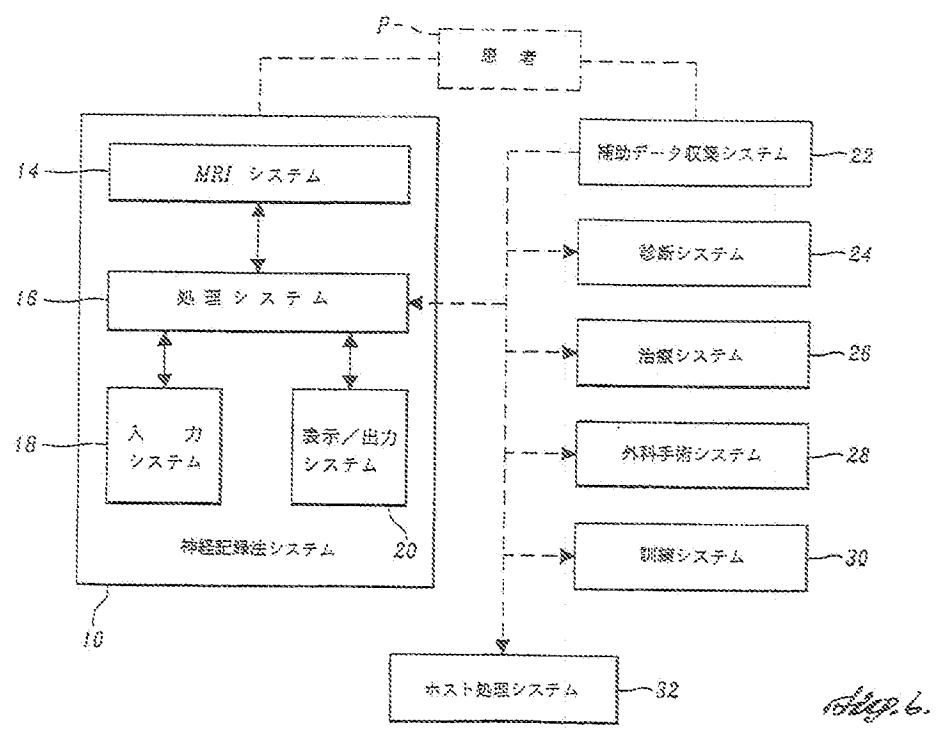
特許第8-500321

10

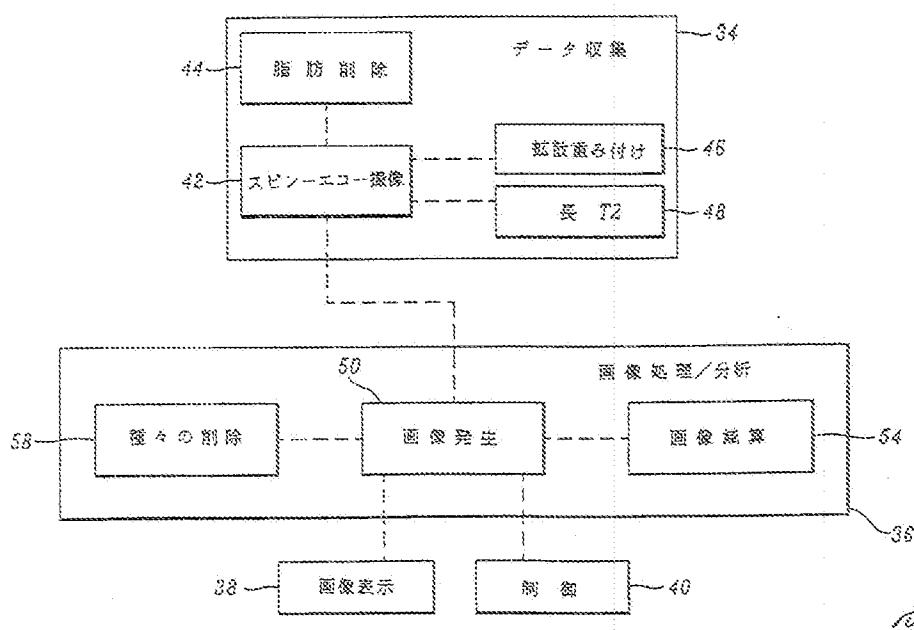
特許478-500321



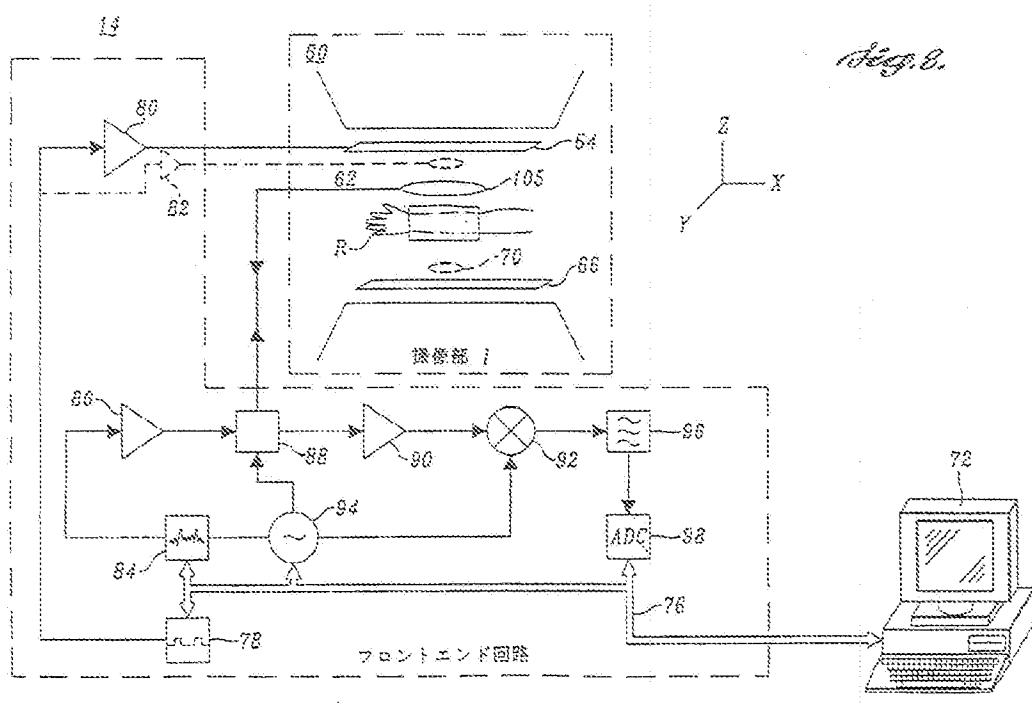
卷之三



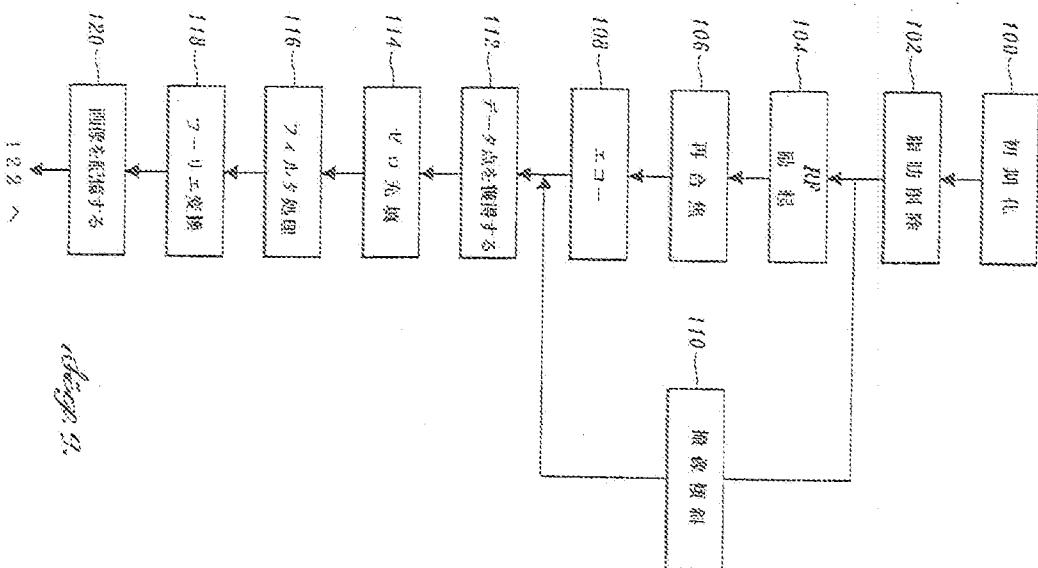
[図7]



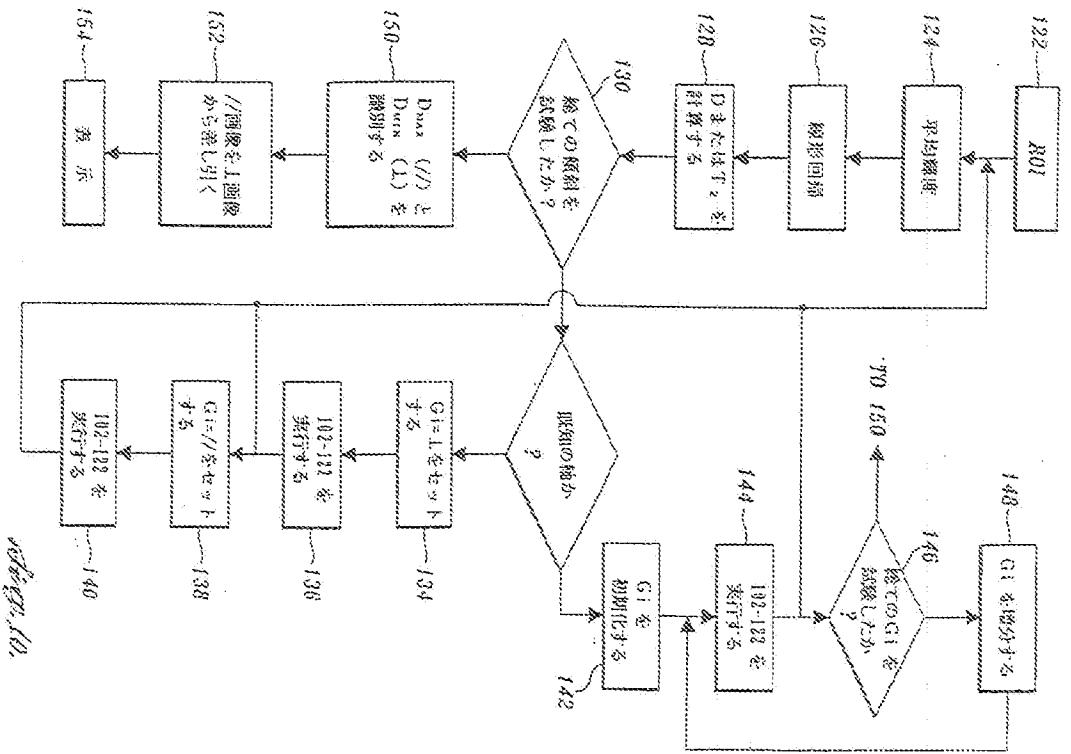
[図8]



[図 9]



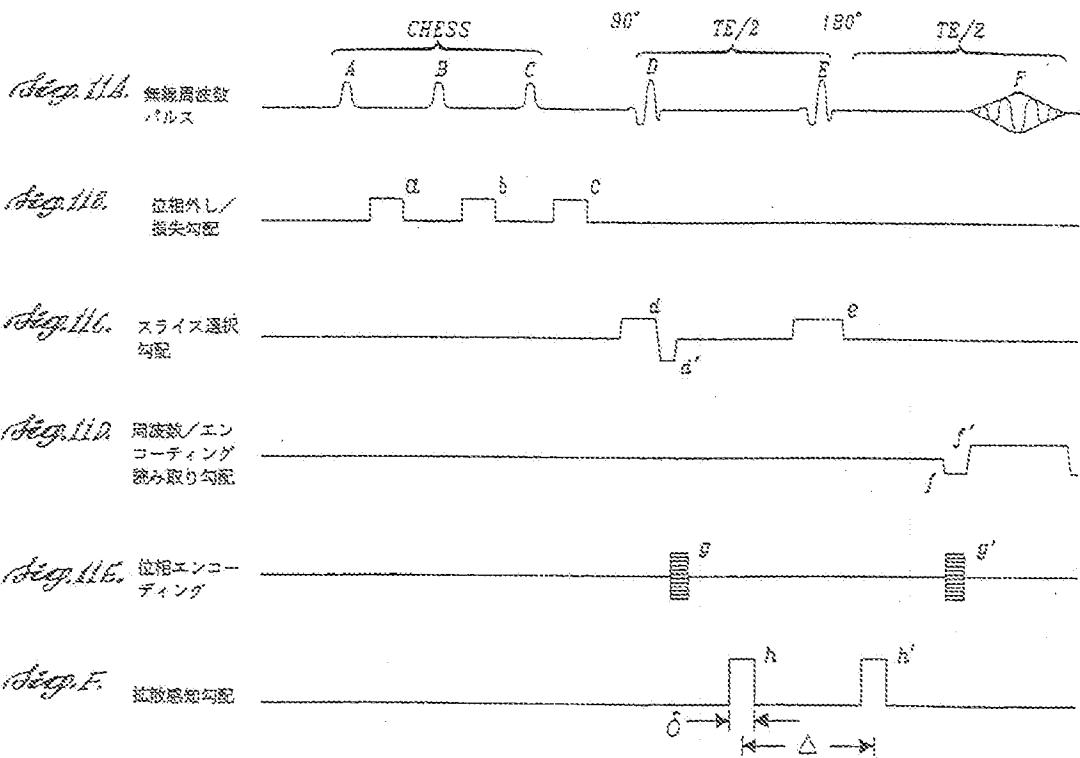
[図 10]



33

物表番号: 3000011

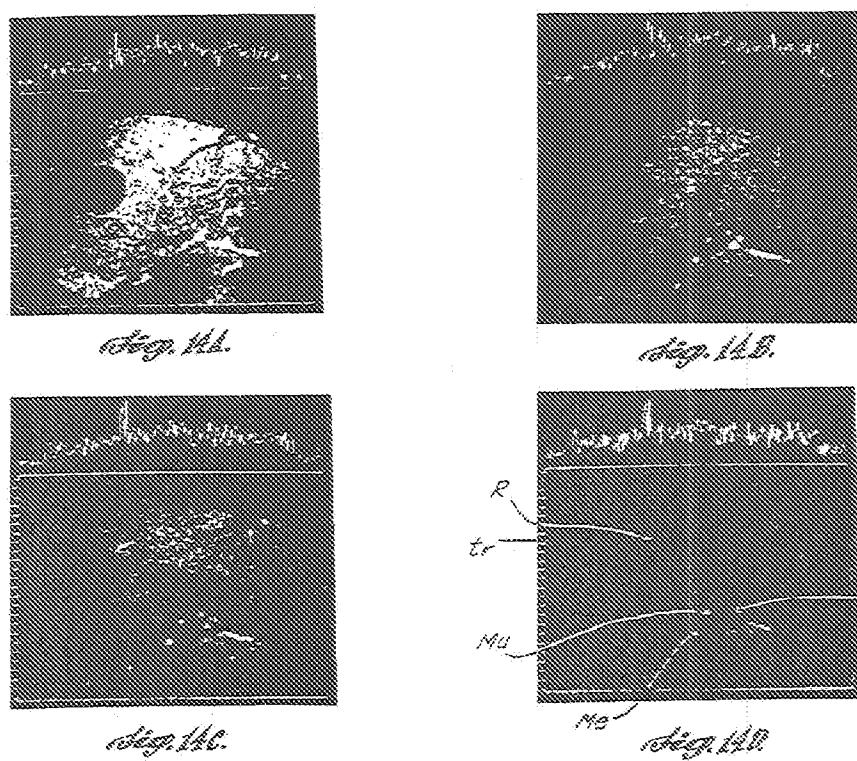
[図 1.1]

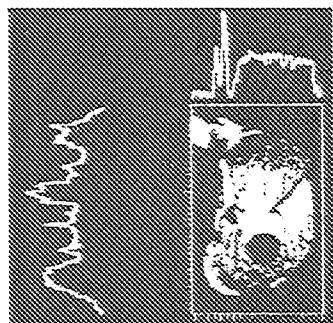


33

物表番号: 3000012

[図 1.4]

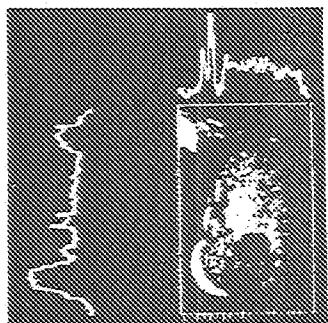




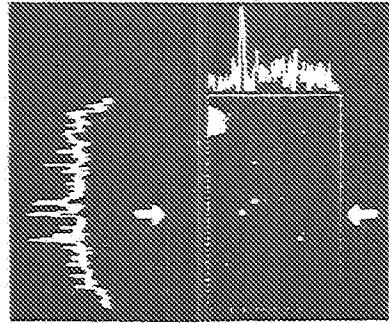
卷之三



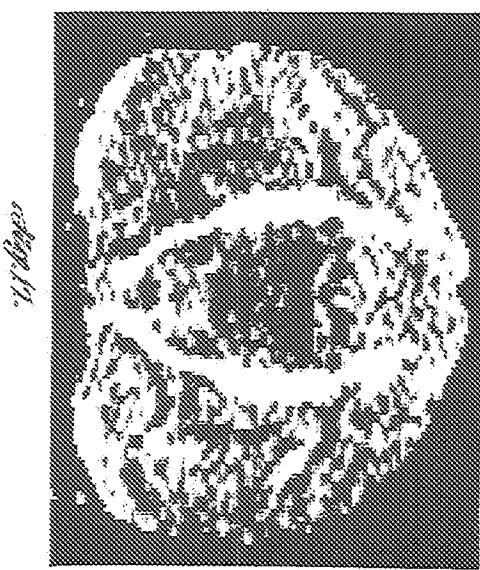
卷之三



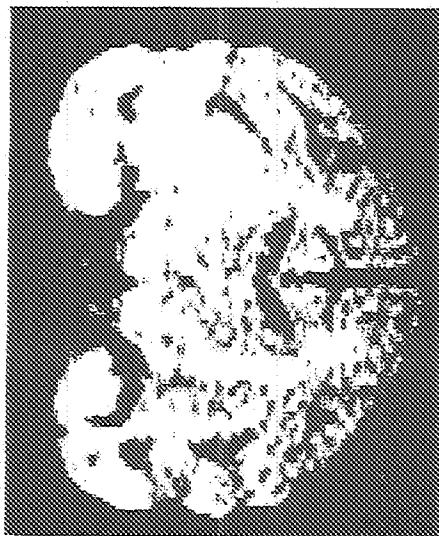
卷之三



卷之三



卷之三



卷之三

特許8-500021

(48)

物理學卷三

(38)

卷之三

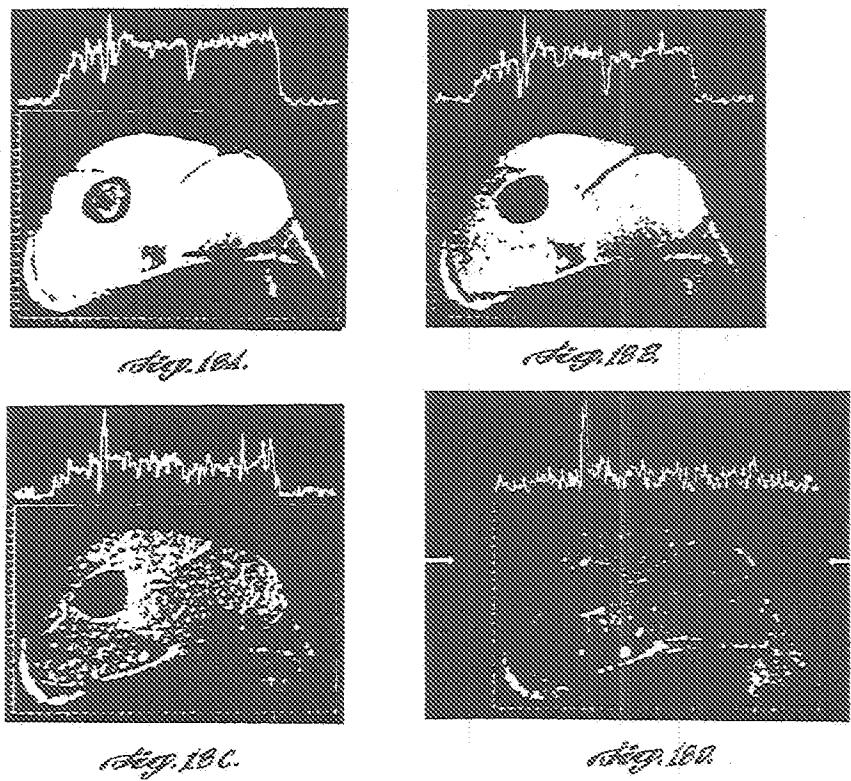
卷之三

卷之三

{ FIG 18 }

(83)

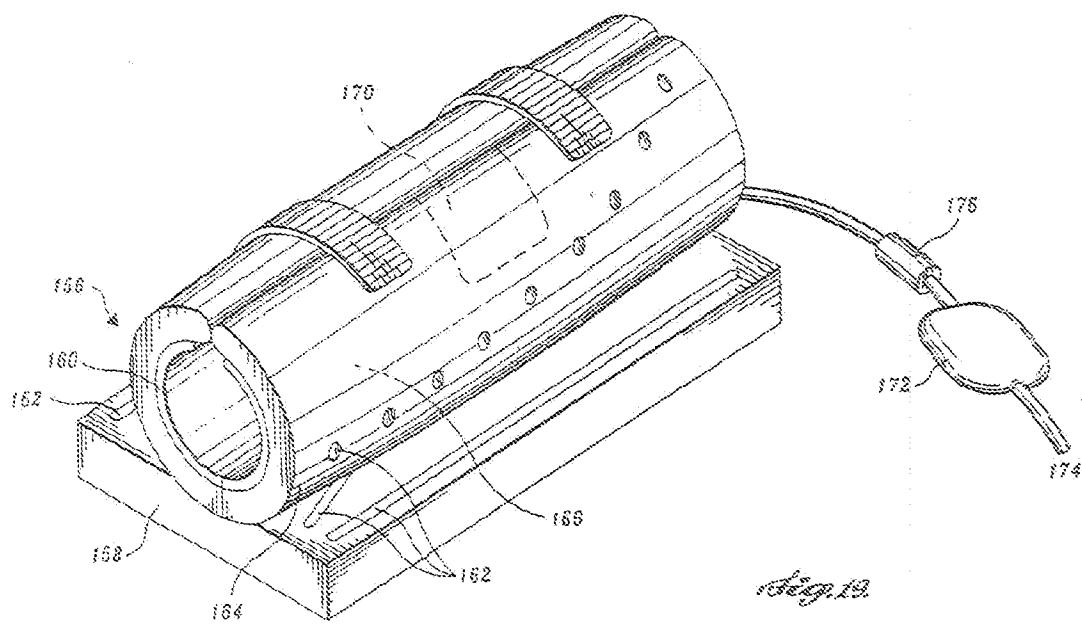
*43228 - 5.00021



{ FIG 19 }

(83)

*43228 - 5.00022



(83)

500V - 3.50Ω

116图

(84)

500Ω - 3.50V

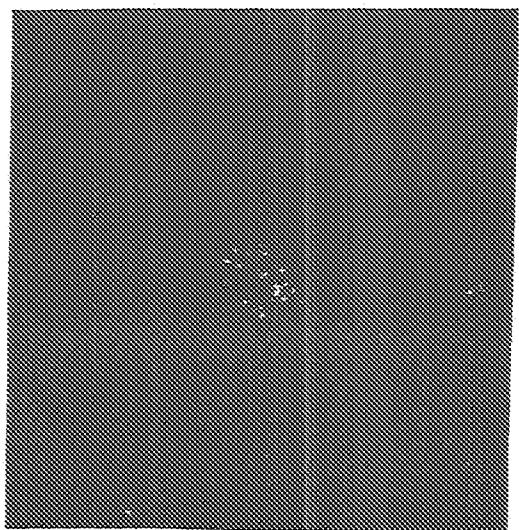
102图

(85)



102图

102图



{FIG 2.2}

(89)

433348 - 5.0.0.02.1

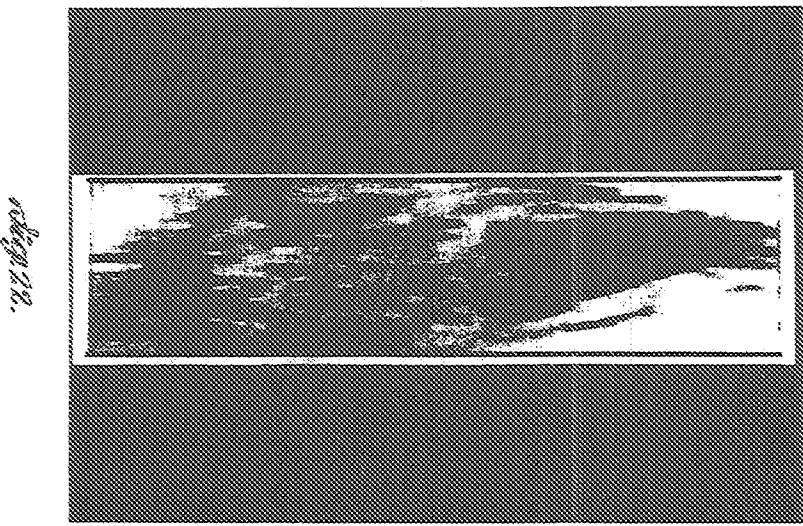


Fig. 2.2.

{FIG 2.3}

(10)

433348 - 5.0.0.02.1

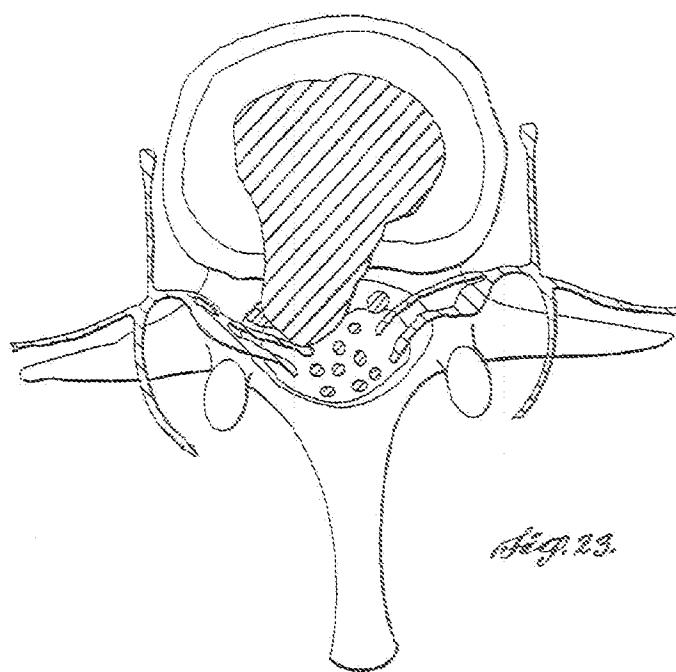


Fig. 2.3

【図2-4】

(93)

【手続補正書】特許法第184条の6

【提出日】1994年3月4日

【補正内容】

特許請求の範囲(34条補正)

其他的所持種または特種を主張する本発明の実施の具体例を次のよう規定する。

1. 呼吸類の組織の形状及び位置を判定するために磁気共鳴を利用して方法であつて、

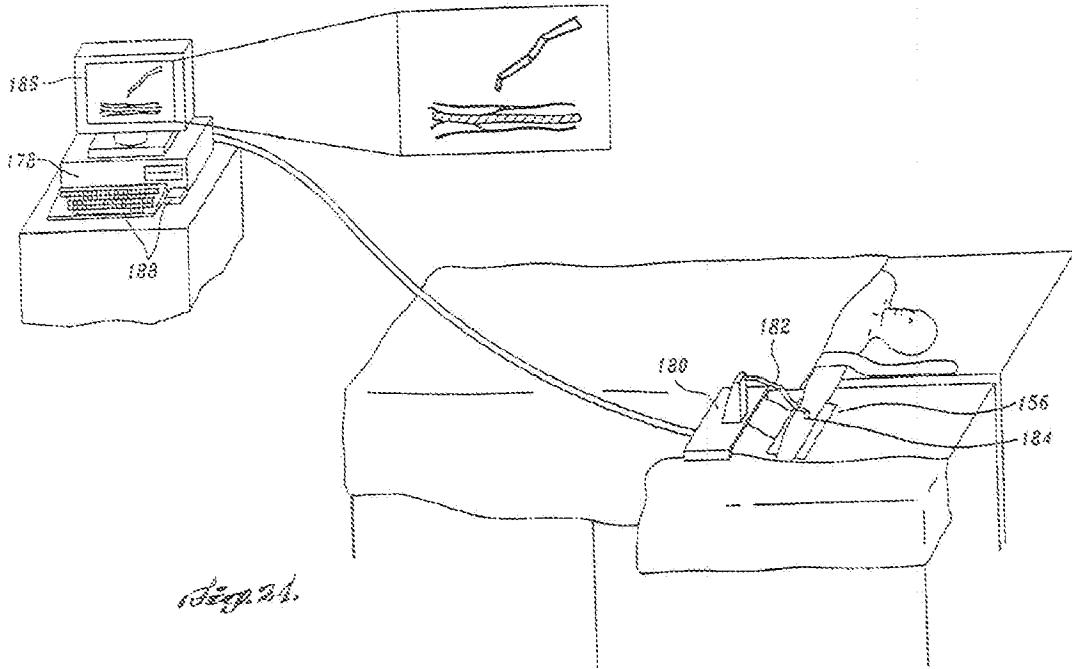
(a) 対象となる生体領域を磁気共鳴場に露出させるステップであつて、前記生体領域は非神経組織と神経とを含み、前記神経は末梢神経、番号3ないし12の脳神経の1つ、または自律神経から成り、

(b) 前記生体領域を、電磁誘導の場に露出させるステップ、

(c) 前記生体領域の前記誘導及び動起の場に対する共鳴応答を表わす出力を生成するステップ、

(d) ステップ(a)、(b)及び(c)の動作を制御し、生成された出力において、末梢神経、番号3ないし12の脳神経の1つ、または自律神経から成り、前記対象となる生体領域内で生じている、前記神経の選択性を高めるステップ、及び

(e) 前記出力を処理して、前記神経の形状及び位置を記述するデータセットを発生させ、前記データセットは前記生



体領域内において前記神経を前記非神経組織から区別し、神経造影剤を使用することなく、前記生体内の非神経領域よりも少なくとも1、1倍である、神経の選択性を有するステップ、から成ることを特徴とする前記方法。

2. 前記データセットは、前記生体領域において前記神経を非神経組織から区別し、前記データセットが、神経を非神経組織の少なくとも1倍の割度で記述するようにしたことを特徴とする請求項1に記載の方法。

3. 前記生体を偏向の場に露出させるステップは、前記生体領域を、少なくとも1つの被覆重み付けされた勾配を有する傾向の場に露出させるステップを含むこ

とを特徴とする請求項1に記載の方法。

4. 前記少なくとも1つの筋放電を受けた勾配は、前記神経に裏面的に平滑な第1の勾配と、前記神経に実質的に裏面な第2の勾配とを含み、前記出力を生成するステップは、前記第1の勾配を用いた時の第1出力と、前記第2の勾配を用いた時の第2の出力とを生成するステップを含み、更に、前記出力を処理するステップは、前記第2の出力から前記第1の出力を減算するステップを含むことと特徴とする請求項3に記載の方法。

5. 前記減算ステップは、更に、前記第1の出力と前記第

2の出力との間の差を判断するステップを含むことを特徴とする請求項4に記載の方法。

6. 前記方法は、登録のしきい値レベルが前記第1及び第2出力の間に示されないならば、前記減算ステップを禁止するステップを含むことを特徴とする請求項5に記載の方法。

7. 前記非神経組織は脂肪を含み、前記生体領域を前記第1及び第2の勾配に露出させる前に、前記生体領域を、電磁場に露出させ、前記脂肪の前記第1及び

第2の出力に対する寄与を削除することを特徴とする請求項6に記載の方法。

8. 前記少なくとも1つの筋放電を受けた勾配は、所定範囲の勾配を含み、前記出力を生成するステップは、各々個別に閾値とする別個の出力を生成するステップを含み、前記出力を処理するステップは、前記別個の出力をベクトル処理し、前記神経によって示される異方性放電を表わすデータを発生し、前記異方性放電を表わすデータを処理して、前記神経の形状及び位置を記述する前記データセグメントを発生させることを特徴とする請求項7に記載の方法。

9. 前記非神経組織は脂肪を含み、前記生体領域を露出するステップ及び前記出力を生成するステップは、前記脂肪の出力に対する寄与を削除するように、前記生体領域内の脂肪を削除することを特徴とする請求項8に記載の方法。

10. 前記脂肪の寄与は、化学的シグナル選択マーケンスを用いることによつて削除することを特徴とする請求項9に記載の方法。

11. 前記脂肪の寄与は、化学的シグナル選択マーケンスを用いることによつて削除することを特徴とする請求項10に記載の方法。

12. 前記処理ステップは、更に、表神経内に見出される東、番号3から12の脳神経、及び自律神経を表わす情報を対して、前記出力を分析するステップを含むことを特徴とする請求項11に記載の方法。

13. 前記処理ステップは、更に、表神経内に見出される東、番号3ないし12の脳神経、及び自律神経を表わす情報を対して、前記出力を分析するステップを含むことを特徴とする請求項12に記載の方法。

14. 前記処理ステップは、更に、東を表わす情報を対して出力を分析するステップの結果を用いて、前記データセットから、東でない組織を削除することを含むことを特徴とする請求項13に記載の方法。

15. 前記ステップ(d)を用いて、表神経、番号3なし

いし12の脳神経、及び自律神経の特徴的なスピニンスピニン組織群数を利用し、これらの神経の前記スピニンスピニン組織群数は、他の周囲の組織のそれより大幅に大きいことを特徴とする請求項14に記載の方法。

16. 前記生体領域を創起場に露出させるステップ及び出力を生成せしめるステップは、60ミリ秒より長いエコー時間によつて分離され、前記生体領域における前記神経の非神経組織からの区別を強化することを特徴とする請求項15に記載の方法。

17. 前記非神経組織は筋肉を含み、前記表神経、番号3なしし12の脳神経、及び自律神経の特徴的なスピニンスピニン組織群数を用いることによつて、前記ステップ(d)によつて削除することを特徴とする請求項16に記載の方法。

18. 前記生体領域を創起場に露出させるステップは、1秒より長い繰り返し時間の後に繰り返され、前記生体領域において、表神経、脳神経、または自律

神経の、非神経組織からの信号を強化することを特徴とする請求項16に記載の方法。

19. 前記非神経組織は脂肪を含み、前記ステップ(c)の前に、前記出力内の脂肪の信号を削除する電磁場に、前記

生体領域を露出させることを特徴とする請求項16に記載の方法。

20. 前記ステップ(d)によつて、前記生体領域を励起の場に露出させるステップ(b)に、前記生体領域において非弾力性液体から前記神経内の弹性性液体への強化移形を誘発させ、より簡単に神経を非神経組織から区別することを特徴とする請求項1に記載の方法。

21. 前記非神経組織は脂肪を含み、前記ステップ(c)の前に、前記生体領域を、前記出力における脂肪の信号を削除する電磁場に露出させることを特徴とする請求項20に記載の方法。

22. 前記生体領域は血管を含むこともでき、前記ステップ(d)は、前記データセットから、血管を削除することを特徴とする請求項1に記載の方法。

23. 前記ステップ(a)、(b)及び(c)を繰り返して、神経の影響が強調された第1の出力と、血管の影響が強調された第2の出力を生成し、前記出力を処理するステップ(e)は、前記第1及び第2の出力を処理して、前記データセットから血管を削除するステップを含むことを特徴とする請求項1に記載の方法。

24. 前記生体領域内の非神経組織が血管と血液を含む

場合、前記ステップ(d)は前記データセットから血管と血液とを削除することを特徴とする請求項1に記載の方法。

25. 前記ステップ(d)は、前記データセット上の前記生体領域の動きの血管を削除することを特徴とする請求項1に記載の方法。

26. 前記方法は、更に、前記生体領域を当て本にて固定し、前記データセットにおける運動データファクトを減少させるステップを含むことを特徴とする請求項1に記載の方法。

27. 前記生体領域は、複数の末梢神経、番号3ないし12の脳神経、または自律神経を含み、前記方法は更に、前記複数の末梢神経、番号3ないし12の脳神経、または自律神経の選択されたものに、電極糊を接着し、前記選択された3つの神経を前記データセットから削除するステップを含むことを特徴とする請求項1に記載の方法。

28. 前記ステップ(a)ないし(c)は、前記生体領域を、読み取り勾配再相バ尔斯及びスライス選択励起バルスに露出させるステップを含み、前記読み取り勾配再相バ尔斯は、前記スライス選択励起バルスの発生の直後に代わって、前記出力が生成される前に発生され、前記データセット内の量ましくないクロスマーティムの表示を減少させることを特徴とする請求項1に記載の方法。

29. 前記ステップ(a)ないし(c)は、更に、前記生体領域を二部分位相シグナルディンプル間に露出せしめ、前記データセットにおける量ましくないクロスマーティムの表示を更に減少させるステップを含むことを特徴とする請求項28に記載の方法。

30. 前記データセット内の前記神経の構造は、前記生体領域内の非神経組織のそれより、少なくとも10倍であることを特徴とする請求項1に記載の方法。

31. 前記方法は、更に、前記データセットを処理して、前記神経の形状及び位置を表示する画像を発生させるステップを含むことを特徴とする請求項1に記載の方法。

32. 優先の形状及び位置を固定するために磁気共鳴を利用する方法であつて

(a) 抵抗重み付けされた既定の配列の勾配を含む磁気偏向の場に、軽微界方性を示す選択された構造と、抵抗重みを示さない他の構造とを含む領域を露出させるステップ、

(b) 前記領域を電磁励起の場に露出させるステップ、

(c) 前記抵抗重み付けされた勾配の各々について、前記励起の場と当該抵抗重み付けされた勾配を含む偏向の場に対する、前記領域の共鳴応答を示す出力を生成させるステップ、

実質的に平行及び実質的に垂直な、2つの挿散量み付けられた付加勾配に、前記鋼城をそれぞれ露出させるステップ。

前記2つの付加挿散量み付けされた付加勾配に対する前記領域の共鳴応答をそれぞれ示す2つの付加出力を生成させるステップ、及び

前記2つの付加出力間の差を計算し、前記神経組織の形状及び位置を記述する前記データセットを発生させるステップ、を含むことを特徴とする請求項37に記載の方法。

4.2、前記データセットは前記神経組織の選択された断面の形状及び位置を記述するものであり、前記データセットを発生するために用いられた前記スナップを繰り返して、前記神経組織の異なる断面を記述する付加データセットを発生させ、更に、前記神経組織の断片の三次元形状及び位置を記述する異なるデータセットを、

異方性挿散を表わすデータを分析して、前記データセットと、前記神経組織の断面の形状及び位置を記述する前記付加データセットとをどのように関連付けるかを決定すること、及び

異方性挿散を表わすデータを分析する前記スナップの結果を基に、前記データセットと前記付加データセットとを組み合わせて、前記神経組織の断片の三次元形状及び位置を記述する前記異なるデータセットを発生させ、これによって湾曲した神経組織の三次元形状及び位置を記述することを特徴とする請求項37に記載の方法。

4.3、前記異方性挿散を表わすデータを分析するステップは、前記断面の各々において、前記神経組織によって表わされる異方性挿散を表わす自効ベクトルの方向を分析するステップを含むことを特徴とする請求項42に記載の方法。

4.4、前記異方性挿散を表わすデータを分析するステップは、

前記異方性挿散を表わすデータを分析して、前記神経組織によって示される異方性挿散の有効な方向を判定し、挿散量み付け勾配に対する優遇な方位を決定するステップ、

前記鋼城、前記有効な方向に対して実質的に平行及び実質的に垂直な、2つの挿散量み付けられた付加勾配に、前記

質的に垂直な2つの挿散量み付けられた付加勾配に、それぞれ露出させるステップ、

前記2つの挿散量み付けられた付加勾配に対する前記領域の共鳴応答をそれぞれ示す2つの付加出力を生成させるステップ、及び

前記2つの付加出力間の差を計算し、前記神経組織の形状及び位置を記述する前記データセットを発生するステップ、を含むことを特徴とする請求項32に記載の方法。

4.5、前記神経組織の形状及び位置を記述する前記データセットは、前記神経組織の選択された断面の形状及び位置を記述するものであり、前記データセットを発生するために用いられた前記スナップを繰り返して、前記神経組織の異なる断面を記述する付加データセットを発生し、更に、前記神経組織の断片の三次元形状及び位置を記述する異なるデータセットを、

異方性挿散を表わすデータを分析して、前記データセットと、前記神経組織の断面の形状及び位置を記述する前記付加データセットとをどのように関連付けるかを決定すること、及び

異方性挿散を表わすデータを分析する前記スナップの結果を基に、前記データセットと前記付加データセットとを組み合わせて、前記神経組織の断片の三次元形状及び位置を記述する前記異なるデータセットを発生させ、これによって湾曲した神経組織の三次元形状及び位置を記述可能とすること、を含むステップによって発生することを特徴とする請求項32に記載の方法。

4.6、前記勾配の別定範列は、第1、第2及び第3の直交勾配を含み、前記異方性挿散を表わすデータは、前記神経組織によって示される異方性挿散を表わす有効ベクトルの露度を含むことを特徴とする請求項32に記載の方法。

4.7、ある構造によって示される挿散異方性を表わすデータを判定するために、磁気共鳴を利用する方法であって、

(a) 挿散異方性を示さない前記領域内の構造の電磁誘導率を削除する電場の距離シーケンスに、ある領域を露出させ、挿散異方性を示す前記領域内の構造

(a) 見かけ上の振戻異方性を増大させるステップ、

(b) 前記領域を、振戻異み付けされた所定範囲の麻痺勾配に露出させるステップであって、前記振戻異み付けされた所定範囲の麻痺勾配を、

i) 特定の方向における振戻異方性を示す領域内の選択された構造を遮蔽し、

ii) 前記特定の方向とは異なる方向において、振戻異

方性を示す前記領域内の他の構造を解除する、ように選択するステップ、

(c) 前記振戻異み付けられた勾配の各々について、当該振戻異み付けされた勾配に対する前記領域の共鳴応答を示す出力を生成させるステップ、及び

(d) 前記出力を処理して、前記選択された構造の振戻異方性を表わすデータを発生させるステップ、

から成ることを特徴とする方法。

4.8. 前記選択された構造の振戻異方性を表わすデータを処理して、前記選択された構造の形状及び位置を記述するデータセットを生成することを特徴とする請求項4.7に記載の方法。

4.9. 前記選択された振戻異方性構造は、生体内の生きている神経組織であることを特徴とする請求項4.8に記載の方法。

5.0. 前記選択された振戻異方性構造は、末梢神経、番号3ないし12の脳神経の1つ、または末梢神経であり、それは生きていることを特徴とする請求項4.8に記載の方法。

5.1. 椎乳類の形状及び位置を判定する装置であるて、

(a) 非神経組織と神経とを含み、前記神経は末梢神経、

番号3ないし12の脳神経の1つ、または自律神経である、対象となる生体領域を電磁気極向場に露出させる極向場源と、

(b) 前記対象を電磁気極向場に露出させる動起及び出力構成部の動作を制御するシーケンス制御部(6.2)と、前記電磁気極向場及び動起場が協同して、前記生体領域内に共鳴応答を誘発し、末梢神経、番号3ないし12の脳神経の1つ、または自律神経

から成り、生体内に在り且つ生きている前記神経の選択性を高め、前記動起及び出力構成部(6.2)が、前記シーケンス制御部(7.4)によって決定される時間に、前記生体領域の其場所を示す出力を生成するよう制御する、前記シーケンス制御部と、

(c) 前記動起及び出力構成部(6.2)は、前記生体領域内の非神経組織から神経を区別し、神経選択的使用を必要とせずに、前記神経の選択性を前記非神経組織のそれより少なくとも1.1倍とする、データセット(7.2)と、から成ることを特徴とする前記装置。

5.2. 前記動起及び出力構成部(6.2)は、整相コイル・システムを含むことを特徴とする請求項5.1に記載の装置。

5.3. 前記装置は、更に、前記生体領域を実質的に遮断する當て末(1.5.6)を含むことを特徴とする請求項5.1に記載の装置。

5.4. 前記當て末(1.5.6)は、前記當て末(1.5.6)の位置と前記対象領域とを關係付ける、少なくとも2つのマーカを含むことを特徴とする請求項5.3に記載の装置。

5.5. 前記當て末(1.5.6)は、前記神経の形状及び位置を記述する前記データセットに影響し得る、エッジ効果を減少させるように構成されていることを特徴とする請求項5.4に記載の装置。

5.6. 前記装置は、非神経組織に関する情報を収集するように構成された補助データ収集システム(2.2)と結合可能であり、前記情報は前記プロセッサ(7.2)によつて用いられて、前記神経の形状及び位置を記述するデータセットが、前記生体領域内の非神経組織を区別する場合のことを特徴とする請求項5.1に記載の装置。

5.7. 前記装置は、前記データセットを分析して、対象となる神経状態を検出するように構成された診断システム(2.4)に結合可能であることを特徴とする請求項5.1に記載の装置。

5.8. 前記装置は治療システム(2.6)に結合可能である。

して、前記選択された構造によって示される異方性抵敵の着効な方向を判定することにより、抵敵量み付けされた矢印に対し、最高な方位を判定し、

前記偏向場源は、前記箭頭の方向に素質的に平行及び素質的に垂直な2つの弦

抵敵量み付けされた付加勾配に、前記箭頭をそれぞれ露出させ、

前記箭頭及び比力構成部(62)は、前記2つの比較量み付けられた付加勾配

それそれに對する前記領域の共鳴応答を示す2つの付加出力を生成させ、

前記プロセッサ(72)は、前記2つの付加出力間の差を検出し、前記選択された構造の形及び位置を記述する前記データセットを発生させ、

ことを特徴とする請求項6に記載の装置。

6.8. 前記選択された構造の形状及び位置を記述する前記データセットは、前記選択された構造の選択された断面の形状及び位置を記述するものであり、前記装置は、前記選択された構造の異なる断面を記述する付加データセットを発生させ、前記プロセッサ(72)は、前記選択された構造の断片

の三次元形状及び位置を記述する異なるデータセットを、

異方性抵敵を表わすデータを分析して、前記データセットと、前記選択された構造の断面の形状及び位置を記述する前記付加データセットとのように関連付けるかを決定し、

異方性抵敵を表わすデータを分析する前記ステップの結果を基に、前記データセットと前記付加データセットとを組み合わせて、前記の選択された構造の断片の三次元形状及び位置を記述する前記の異なるデータセットを発生させ、これによつて湾曲した神経組織の三次元形状及び位置を記述可能とすること、

によって決定することを特徴とする請求項6に記載の装置。

7.1. 前記プロセッサ(72)は、前記選択された構造の異方性抵敵を表わす

前記データを処理して、前記選択された構造の形状及び位置を記述するデータセ

ットを生成することを特徴とする請求項7に記載の装置。

7.2. 前記選択された構造異方性構造は、神経組織であり、それは生きている

ことを特徴とする請求項7に記載の装置。

7.3. 前記選択された構造異方性構造は、末梢神経、番号3ないし12の脳神

経、または自律神経であり、それは生き

ていることを特徴とする請求項7に記載の装置。

記録異方性抵敵を表わすデータは、前記選択された領域によって示される異方性抵敵を表わす有効ベクトルの記述を含もることを特徴とする請求項も2に記載の装置。

7.0. ある構造によつて示される抵敵異方性を表わすデータを判定する装置其の装置であつて、

國朝詩集

LITERACY IN THE CLASSROOM 233

X PATENT ABSTRACTS OF JAPAN
vol. 63(4), no. 265 (C-9175-18) June 1991
6 JP A, 20 77 239 (TOSHIBA CORP.) 16 March
1990

X see abstract

X RADIOLABY, 9,
vol. 175, no. 2, August 1990, EASTON, USA
pages 439 - 445

X M.E. ROSELETT ET AL, "Diffusion-weighted MR Imaging of Anisotropic Water Diffusion in Cat Central Nervous System"
see the whole article

X JOURNAL OF COMPUTER ASSISTED TOMOGRAPHY,
vol. 15, no. 1, January 1991, NEW YORK,
USA, pages 1 - 18

X J.V. HARALI ET AL, "MR Imaging of Anisotropically Restricted Diffusion of Water in the Central Nervous System: Technical, Anatomic, and Pathologic Considerations"

X see page 1, paragraph 1 - page 14,
paragraph 1

X PATENT ABSTRACTS OF JAPAN
vol. 015, no. 341 (C-0863-18) August 1931
6 JP, A, 31 33 4225 (TOSHIBA CORP.) 6 June
1931

X see abstract

X 60 A, 9 005 828 (ISTITUTO MILAZZESCO
NURICO BESANÇON)
23 Mar 1930

X see page 6, line 22 - page 6, line 24
see page 7, line 23 - page 13, line 10
see figures 1, 2, 4, 7

1,2,6,
8-10,15,
21,35,
36,40,
42-44,
50-51,66
67

1-4,7,9,
10,12,
13,
17-19,
21,25,
31,35,36
42-46,
51,52,
55,57,
66,67,68

1-6,7,9,
10,14,
13,
17-19,
21,28,
31,35-37

47-49,
51,52,
57,58,
66,67
88

1,9,20,
38,42,54
1,68-70,
71-75,
78-81

